

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної інженерії**

«На правах рукопису»
УДК 004.942

До захисту допущено:
В. о. завідувача кафедри
_____ В. В. Шликов
«__» _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»

зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія»

на тему: «Модель міцності зварного анастомозу тонкого кишечника при
радіальному навантаженні у середовищі SolidWorks»

Виконала:
студентка II курсу, групи БМ-91мп
Берестюк Катерина Русланівна

Керівник:
проф. кафедри БМІ, д.т.н.
Лебедєв Олексій Володимирович

Рецензент:
Проф. кафедри ББЗЛ, д.пед.н.
Сичов Сергій Олександрович

Нормоконтролер:
Інженер 1 категорії
Андрєєв Петро Іванович

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студентка

Київ – 2020 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

В. о. завідувача кафедри

_____ В. В. Шликов

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту

Берестюк Катерині Русланівні

1. Тема дисертації «Модель міцності зварного анастомозу тонкого кишечника при радіальному навантаженні у середовищі SolidWorks», науковий керівник дисертації Лебедєв Олексій Володимирович, проф. кафедри БМІ, д.т.н., затверджені наказом по університету від «11» листопада 2020 р. № 3282-с
2. Термін подання студентом дисертації 11 грудня 2020 р.
3. Об'єкт дослідження модель тонкої кишки зі зварним анастомозом.
4. Предмет дослідження міцність кишки зі зварним анастомозом, геометричні характеристики зварного шва, реакція кишки зі зварним анастомозом на радіальний розтяг, теплові та електричні процеси при зварці.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: дослідити методи та засоби проведення зварювання живих тканин, підібрати необхідні параметри для моделювання 3D-моделі тонкої кишки та процесу зварки, за допомогою програмного комплексу SolidWorks змоделювати навантаження на шов при одномоментній зварці тонкої кишки для розрахунку параметрів деформованих анастомозів, провести моделювання радіальних навантажень кишечника зі зварним анастомозом, та

розрахувати значення відповідних деформацій, дослідити електричні та термічні процеси, що відбуваються при високочастотній одномоментній зварці кишкових анастомозів, проаналізувати отримані дані та зробити висновки щодо проведеної роботи.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: презентація у слайдах.

7. Орієнтовний перелік публікацій: стаття «Модель міцності зварного анастомозу тонкого кишечника при радіальному навантаженні у середовищі Solidworks» опублікована в журналі «Біомедична інженерія та електроніка» №2 – 2020.

8. Дата видачі завдання 26 жовтня 2020 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1.	Огляд літературних джерел за темою	Вересень 2020	
2.	Ознайомлення з методами SolidWorks	Вересень 2020	
3.	Пошук та підбір необхідних параметрів для побудови моделі кишечника	Вересень 2020	
4.	Побудова 3D-моделі кишечника та зварки	Вересень – Жовтень 2020	
5.	Розрахунок параметрів деформованого шва та побудова нової моделі	Жовтень 2020	
6.	Аналіз міцності зварних анастомозів при радіальному навантаженні	Жовтень 2020	
7.	Моделювання електричних та теплових процесів при зварюванні	Жовтень - Листопад 2020	
8.	Аналіз отриманих результатів	Жовтень - Листопад 2020	
9.	Оформлення магістерської дисертації	Листопад 2020	
10.	Подача роботи на нормоконтроль	Грудень 2020	
11.	Подача роботи на рецензування	Грудень 2020	
12.	Оформлення презентації	Грудень 2020	
13.	Оформлення супровідних документів	Грудень 2020	
14.	Подача дисертації та документів на перевірку	11 грудня 2020	
15.	Підготовка до захисту	11-21 грудня 2020	
16.	Захист магістерської дисертації	21 грудня 2020	

Студент



К. Р. Берестюк

Науковий керівник



О. В. Лебедєв

РЕФЕРАТ

Обсяг магістерської дисертації становить 84 сторінки, 57 ілюстрації, 28 таблиць. Загалом було опрацьовано 33 літературних джерела.

Актуальність теми. Доведено, що використання зварювання живих тканин дозволяє попередити багато серйозних наслідків використання шовних матеріалів, скоб та клею. Проте на сьогодні не всюди використовують саме цей метод. Також в літературі відзначають важливість оцінки запасу міцності, який може мати електрозварне з'єднання при навантаженнях. В той час, дослідження зварних анастомозів кишечника з допомогою комп'ютерного моделювання відкриває широкі перспективи аналізу даних, завдяки відсутності необхідності у спеціальній матеріально-технічній базі, економії ресурсів та часу.

Дана робота виконується для держбюджетної теми «Науково-технічні засади створення приладів контактного зварювання біологічних тканин імпульсами постійного струму» (№ держреєстрації 0119U100189). Термін виконання: 01.01.2019 р. – 31.12.2020 р.

Мета дисертації: модель комп'ютерного дослідження міцності зварних анастомозів кишечника при радіальному навантаженні.

Задачі дисертації:

- дослідити методи та засоби проведення зварювання живих тканин, підібрати необхідні параметри для моделювання 3D-моделі тонкої кишки та процесу зварки;
- за допомогою програмного комплексу SolidWorks змоделювати навантаження на шов при одномоментній зварці тонкої кишки для розрахунку параметрів деформованих анастомозів;
- провести моделювання радіальних навантажень кишечника зі зварним анастомозом, та розрахувати значення відповідних деформацій;

- дослідити електричні та термічні процеси, що відбуваються при високочастотній одномоментній зварці кишкових анастомозів;
- проаналізувати отримані дані та зробити висновки щодо проведеної роботи.

Об'єктом дослідження є модель тонкої кишки зі зварним анастомозом.

Предметом дослідження є міцність кишки зі зварним анастомозом, геометричні характеристики зварного шва, реакція кишки зі зварним анастомозом на радіальний розтяг, теплові та електричні процеси при зварці.

В ході написання роботи було розроблено 3D-модель у програмному комплексі SolidWorks та проведено дослідження з використанням таких доповнень, як SolidWorks Simulation та SolidWorks EMS.

Наукова новизна. У роботі розкрито можливість дослідження міцності зварних анастомозів за допомогою комп'ютерного моделювання, виявлено доцільність заміни живого матеріалу в дослідженнях на комп'ютерну модель, досліджено перспективи використання 3D-моделей для визначення точних характеристик розмірів швів та міцності, анімації процесів, що відбуваються в організмі людини.

Практична значимість пов'язана з перспективою проведення досліджень зварних швів та процесів, що відбуваються з анастомозом при функціонуванні в організмі людини за допомогою комп'ютерних технологій, що у свою чергу, може значно скоротити витрати часу та матеріальних засобів на дослідження, а також збільшити їх точність.

Опублікована стаття «Модель міцності зварного анастомозу тонкого кишечника при радіальному навантаженні у середовищі Solidworks» в журналі «Біомедична інженерія та електроніка» №2 – 2020.

Ключові слова: тонка кишка, міжкишковий анастомоз, зварка живих тканин, модуль Юнга, межа міцності, пружний матеріал, герметичність зварного шва, 3D-модель, SolidWorks Simulation, EMS.

ABSTRACT

The volume of the master's dissertation is 84 pages, 57 illustrations, 28 tables. A total of 33 literature sources were processed.

Actuality of theme. It is proved that the use of welding of living tissues can prevent many serious consequences of the use of sutures, staples and glue. However, today I do not use this method everywhere. The literature also notes the importance of estimating the margin of safety that an electrowelded joint may have under load. At the same time, the study of welded intestinal anastomoses with the help of computer modeling opens wide prospects for data analysis, due to the lack of need for special material and technical base, saving resources and time.

This work is performed for the state budget topic "Scientific and technical principles of creating devices for contact welding of biological tissues by DC pulses» (№ state registration 0119U100189). Deadline: 01.01.2019 - 31.12.2020.

The purpose of the dissertation: a model of computer study of the strength of welded intestinal anastomoses under radial loading.

Dissertation tasks:

- explore the methods and means of welding living tissues, select the necessary parameters for modeling a 3D model of the small intestine and the welding process;
- with the help of the SolidWorks software package to simulate the load on the suture during one-step welding of the small intestine to calculate the parameters of deformed anastomoses;
- to model the radial loads of the intestine with a welded anastomosis, and calculate the values of the corresponding deformations;
- to study the electrical and thermal processes that occur during high-frequency one-step welding of intestinal anastomoses;
- analyze the data obtained and draw conclusions about the work done.

The object of the study is a model of the small intestine with a welded anastomosis.

The subject of research is the strength of the intestine with a welded anastomosis, the geometric characteristics of the weld, the reaction of the intestine with a welded anastomosis to radial tension, thermal and electrical processes during welding.

In the course of writing, a 3D model was developed in the SolidWorks software package and research was conducted using additions such as SolidWorks Simulation and SolidWorks EMS.

Scientific novelty. The paper reveals the possibility of studying the strength of welded anastomoses using computer modeling, identified the feasibility of replacing living material in research on a computer model, explored the prospects of using 3D models to determine the exact characteristics of sutures and strength, animation of processes occurring in the body man.

The practical significance is related to the prospect of conducting research on welds and processes occurring with the anastomosis during functioning in the human body using computer technology, which in turn can significantly reduce the time and material costs for research, as well as increase them precision.

Published article “Model of strength of welded anastomosis of the small intestine under radial loading in the environment of Solidworks” in the journal “Biomedical Engineering and Electronics” №2 – 2020.

Key words: small intestine, interintestinal anastomosis, welding of living tissues, Young's modulus, tensile strength, elastic material, weld tightness, 3D model, SolidWorks Simulation, EMS.

ЗМІСТ

СПИСОК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	10
ВСТУП.....	11
РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ.....	13
1.1 Анатомія тонкого кишечника та його характеристики	13
1.2 Неспроможність кишкових анастомозів	16
1.3 Особливості електрозварного міжкишкового анастомозу	17
1.4 Перспективи та проблеми розвитку зварки живих тканин	19
Висновок до розділу 1	23
РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ	25
2.1 Можливості програмного комплексу SolidWorks.....	25
2.2 Підбір необхідних параметрів.....	29
Висновок до розділу 2	31
РОЗДІЛ 3 МОДЕЛЮВАННЯ РАДІАЛЬНОГО РОЗТЯГУ КИШКИ У SOLIDWORKS	32
3.1 Моделювання процесу зварки кишки у середовищі SolidWorks	32
3.2 Розрахунок геометричних характеристик шва та побудова моделі	39
3.3 Дослідження радіального розтягу зварних анастомозів	42
3.4 Електричні та теплові процеси при моделюванні зварки	50
Висновок до розділу 3	56
РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ	58
4.1 Опис ідеї проекту.....	58
4.2 Технологічний аудит проекту	60

4.3	Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проєкту.....	61
4.4	Розроблення ринкової стратегії проєкту	66
4.5	Розроблення маркетингової програми стартап-проєкту.....	68
	Висновок до розділу 4	70
	ВИСНОВКИ	71
	СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	73
	Додаток А	78
	Додаток Б	79
	Додаток В.....	82

СПИСОК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

- АСМА – автоматичний степлерний міжкишковий анастомозу
- ЕМА – електрозварний міжкишковий анастомоз
- ЛМА – лінія міжкишкового анастомозу
- МА – міжкишковий анастомоз
- ПЗ – програмне забезпечення.
- EMS – ElectroMagneticWorks.

ВСТУП

Досвід використання зварювання живих тканин у клінічних умовах вказує на можливість попередження розвитку таких серйозних наслідків використання шовних матеріалів, скоб, клею, як розвиток запальної реакції у відповідь на наявність сторонніх матеріалів у рані, загроза розповсюдження інфекцій порожнистих органів чи загроза стенозування анастомозів внаслідок розвитку грубих рубцевих тканин у віддаленому післяопераційному періоді [1].

У післяопераційний період на зварні шви відбувається сильне навантаження з боку організму людини. Саме тому важливою є оцінка запасу міцності [2], який може мати електрозварне з'єднання при навантаженнях, та характеристика припустимої нерівномірності морфологічних перетворень для забезпечення клінічно необхідних показників міцності та герметичності зварного анастомозу [3].

Актуальність дослідження. Доведено, що використання зварювання живих тканин дозволяє попередити багато серйозних наслідків використання шовних матеріалів, скоб та клею. Проте на сьогодні не всюди використовують саме цей метод. Також в літературі відзначають важливість оцінки запасу міцності, який може мати електрозварне з'єднання при навантаженнях. В той час, дослідження зварних анастомозів кишечника з допомогою комп'ютерного моделювання [4] відкриває широкі перспективи аналізу даних, завдяки відсутності необхідності у спеціальній матеріально-технічній базі, економії ресурсів та часу [5].

Наукова новизна. У роботі розкрито можливість дослідження міцності зварних анастомозів за допомогою комп'ютерного моделювання, виявлено доцільність заміни живого матеріалу в дослідженнях на комп'ютерну модель, досліджено перспективи використання 3D-моделей для визначення точних характеристик розмірів швів та міцності, анімації процесів, що відбуваються в організмі людини.

Мета дисертації: модель комп'ютерного дослідження міцності зварних анастомозів кишечника при радіальному навантаженні.

Задачі дисертації:

- дослідити методи та засоби проведення зварювання живих тканин, підібрати необхідні параметри для моделювання 3D-моделі тонкої кишки та процесу зварки;
- за допомогою програмного комплексу SolidWorks змоделювати навантаження на шов при одномоментній зварці тонкої кишки для розрахунку параметрів деформованих анастомозів;
- провести моделювання радіальних навантажень кишечника зі зварним анастомозом, та розрахувати значення відповідних деформацій;
- дослідити електричні та термічні процеси, що відбуваються при високочастотній одномоментній зварці кишкових анастомозів;
- проаналізувати отримані дані та зробити висновки щодо проведеної роботи.

Об'єктом дослідження є модель тонкої кишки зі зварним анастомозом.

Предметом дослідження є міцність кишки зі зварним анастомозом, геометричні характеристики зварного шва, реакція кишки зі зварним анастомозом на радіальний розтяг, теплові та електричні процеси при зварці.

Дана робота виконується для держбюджетної теми «Науково-технічні засади створення приладів контактного зварювання біологічних тканин імпульсами постійного струму» (№ держреєстрації 0119U100189). Термін виконання: 01.01.2019 р. – 31.12.2020 р.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1 Анатомія тонкого кишечника та його характеристики

Тонка кишка (лат. *intestinum tenue*) – відділ шлунково-кишкового тракту, розташований між шлунком і товстою кишкою. Разом з товстою кишкою складають кишечник. Назва тонкої кишки обумовлено тим, що її стінки менш товсті і міцні, а внутрішній діаметр її просвіту менше, ніж у товстої кишки..

У тонкій кишці виділяють три відділи (рис. 1.1.1): дванадцятипалу кишку (лат. *duodenum*), порожню кишку (лат. *jejunum*) і клубову кишку (лат. *ileum*). Порожня і клубова кишки не мають між собою чіткої межі. Зазвичай на частку порожньої кишки відводять перші $\frac{2}{5}$ загальної довжини, а на частку клубової – інші $\frac{3}{5}$. При цьому клубова кишка має більший діаметр, стінка її товща, вона більш забезпечена судинами. Щодо серединної лінії, петлі порожньої кишки лежать головним чином зліва, тоді як петлі клубової кишки – справа [6].

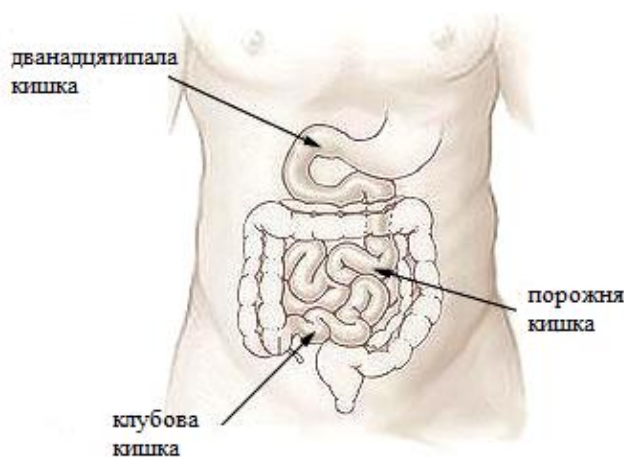


Рисунок 1.1.1 – Відділи тонкого кишечника людини [6]

Товщина стінки тонкої кишки становить близько 2-3 мм, а при скороченні – 4-5 мм. Діаметр тонкої кишки не рівномірний. У проксимальному відділі тонкої кишки він становить 4-6 см, а в дистальному близько 2,5-3 см. Тонка кишка є

найдовшим відділом травного тракту, її довжина становить 5-6 м. Маса тонкої кишки для людини з масою тіла 70 кг в нормі становить 640 г.

Стінка тонкої кішки складається з чотирьох оболонок (часто підслизову основу відносять до слизової оболонки і тоді говорять, що тонка кишка має три оболонки) (рис. 1.1.2) [6]:

а) слизова оболонка, що поділяється на три шари:

- 1) епітеліальний;
- 2) власну пластинку, що має поглиблення – ліберкюнові залози;
- 3) м'язову пластинку;

б) підслизова основи, утворена сполучною тканиною, кровоносними судинами і нервами; в підслизовій оболонці, з боку м'язового шару, знаходиться Мейснерове нервово сплетіння;

в) м'язова оболонка, що складається з внутрішнього циркулярного (в якому, незважаючи на назву, м'язові волокна йдуть косо) і зовнішнього поздовжнього шарів гладких м'язів; між циркулярним і поздовжнім шарами розташовується нервово Ауербахово сплетіння;

г) серозна оболонка, що представляє собою вісцеральний листок очеревини, що складається з щільної сполучної тканини і покритої з зовнішньої сторони плоским епітелієм.

Слизова оболонка тонкої кишки має велике число кругових складок, найбільш добре спостережуваних у дванадцятипалої кишки. Складки збільшують всмоктувальну поверхню тонкої кишки приблизно в три рази. У слизовій оболонці розташовуються лімфоїдні утворення у вигляді лімфоїдних вузликів. Якщо в дванадцятипалій і порожній кишці вони зустрічаються тільки в одиночному вигляді, то в клубової можуть утворювати групові лімфоїдні вузлики – фолікули. Загальна кількість таких фолікулів – приблизно 20-30.

У тонкій кишці відбуваються найважливіші етапи травлення. У слизовій оболонці тонкої кишки продукується велика кількість травних ферментів. У тонкій кишці відбувається основне всмоктування продуктів перетравлення їжі в кровоносні і лімфатичні капіляри [6].

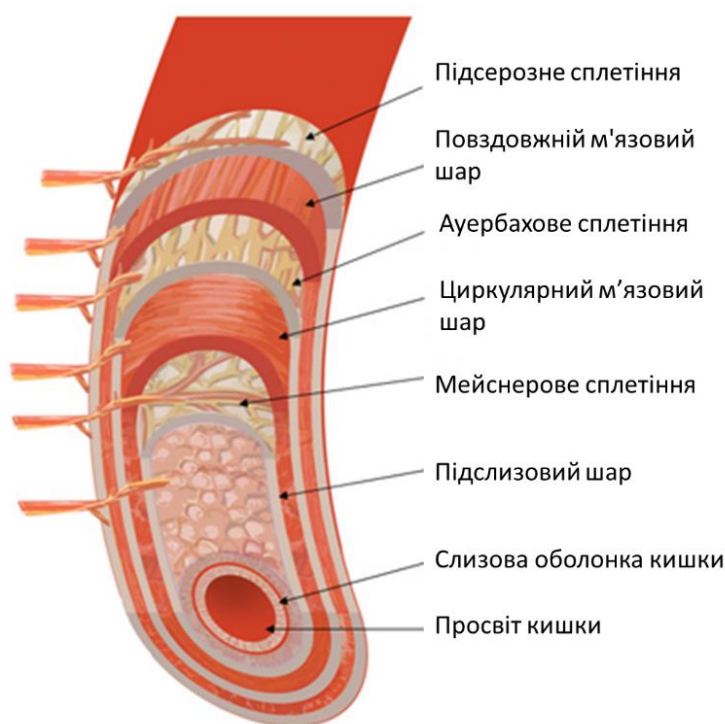


Рисунок 1.1.2 – Будова стінки тонкої кишки людини [6]

У тонкій кишці також всмоктується більшість перорально введених лікарських речовин, отрут і токсинів. Час перебування вмісту (хімусу) в тонкій кишці в нормі – близько 4 годин.

Тонка кишка у дітей займає непостійне положення, що залежить від ступеня його наповнення, положення тіла, тонуусу кишок і м'язів очеревини. У порівнянні з дорослими вона має відносно велику довжину, а кишкові петлі лежать більш компактно за рахунок відносно великої печінки і недорозвинення малого таза. Після першого року життя в міру розвитку малого таза розташування петель тонкої кишки стає більш постійним [6].

Також у дослідженнях тонкої кишки новонароджених було показано [7], що середній модуль пружності для повздожних зразків тонкої кишки новонароджених склав $11,89 \text{ Н/мм}^2$, а для поперечних – $14,9 \text{ Н/мм}^2$, що характеризує кишку, як ідеально пружний матеріал, що здатен витримати великі навантаження.

Було встановлено [7] ідентичність пружних властивостей кишкової стінки новонароджених в повздовжньому напрямку як з боку брижі, так і з протилежного, що характеризує здатність кишки витримувати навантаження в різних напрямках.

1.2 Неспроможність кишкових анастомозів

Проблема надійності кишкового анастомозу (з'єднання двох порожнистих частин органу) є однією з найбільш актуальних в ургентній абдомінальній хірургії. Незважаючи на сучасні можливості інтенсивної терапії, велике анестезіологічне забезпечення, удосконалення технології операційних втручань, частота післяопераційних гнійно-септичних ускладнень лишається стабільною протягом останніх двадцяти років [8].

Неспроможність міжкишкових анастомозів (далі – МА) лишається найважчим ускладненням та зустрічається в 2-57% без значної тенденції до зниження, причому 43-82,9% летальних випадків пов'язані саме з розвитком неспроможності [9-11]. До теперішнього часу немає єдиної точки зору на хірургічну тактику при міжкишковій неспроможності [12].

У пошуках вирішення проблем неспроможності МА досі немає конкретних змін, незважаючи на використання сучасних шовних матеріалів, успіхи різних технік з'єднання анастомозованих тканин та способів захисту анастомозу. Це питання набуває особливої актуальності при гострій кишковій непрохідності, перитоніту, ракової чи гнійної інтоксикації у хворих похилого та старечого віку, що вимагають екстреної та невідкладної резекції кишки [13].

Серед усіх причин виникнення неспроможності МА велика роль припадає на підвищення внутрішньокишкового тиску, що призводить до гемодинамічних змін в зоні анастомозу, порушення мікроциркуляції і подальшим розвитком ішемії кишки. Такі наслідки вже в перші години після операції можуть викликати пошкодження анастомозу. Скупчення та застій вмісту в просвіті кишки з високим

рівнем патогенної мікрофлори викликає подальше інфікування швів анастомозу. Інфекційно-запальний процес, що розвивається, порушує захисну функцію кишкової стінки і, як наслідок, створює умови для розвитку анастомозиту й ендотоксикозу [10].

1.3 Особливості електрозварного міжкишкового анастомозу

Проблема відновлення цілісності кишечника на сьогоднішні є вкрай актуальною, так як до нині немає однозначної думки про тактику проведення хірургічних втручань. Застосування анастомозу є одним із основних методів хірургічного лікування кишечника і їх існує безліч видів [14].

Неспроможність МА, залишається доволі високою. Лікування хворих у більшості випадків тривале та потребує серйозних матеріальних затрат, а також часто призводить до інвалідності та погіршення якості життя, що надає цій проблемі не тільки медичного, а й соціально-економічного значення [8], [15].

Так, було проведено дослідження [16] анастомозів діаметром 25 мм, створених на ділянках тонкої кишки свині: 16 електрозварних, 4 степлерних та 4 однорядних шовних. У сегмент кишки довжиною 20 см повільно вводили забарвлений розчин NaCl до втрати герметичності. Водночас визначали зміну діаметра кишки.

Появу введенного розчину через лінію міжкишкового анастомозу (далі – ЛМА) у автоматичного степлерного міжкишкового анастомозу (далі – АСМА) спостерігали за гідравлічного тиску $24,2 \pm 0,8$ мм рт. ст. При цьому відзначили, що руйнування лінії з'єднання відбувалося в місцях прошивання скобками внаслідок їх прорізування, що свідчило про неоднорідність фізичних властивостей шовних елементів та тканини кишки у АСМА. При цьому зміна діаметру становила 3 мм, що відповідало 12% первинного діаметра анастомозу. Модуль Юнга для склав 384 Па.

При однорядному шовному МА, забарвлений розчин з'являвся назовні за тиску $41,3 \pm 5,1$ мм рт. ст., з вивертанням краю слизової оболонки назовні і початком прорізування шва. Це засвідчило збіг потенціалів розтягнення та прорізування ниткою тканини, а також запасу товщини стінки, що дозволяє розтягнення, у даному типі анастомозу. Зміна діаметра при цьому склала 5 мм, що відповідало 20% первинного діаметра. Модуль Юнга становив 1093 Па.

При дослідженні ЕМА, поява розчину назовні відбувалася після тривалого розтягнення стінок інтактної кишки навколо ЛМА, яке на певному етапі перевищило можливість розтягнення цієї лінії, а в подальшому розтягування ставало повністю асиметричним. При цьому послідовно відбувалася втрата контакту від зовнішнього шару ЕМА до внутрішнього, і в певний момент введений розчин вибухом прорвався назовні. Це свідчить про однорідність фізичних властивостей всередині ЛМА. Розрив спостерігався за гідравлічного тиску $53,6 \pm 9,8$ мм рт. ст. Зміна діаметра при цьому склала $10,1 \pm 0,7$ мм, що відповідало 40% первинного діаметра. Модуль Юнга для становив 2880 Па.

Морфологічно у місцях розриву ЕМА визначили дещо меншу площу з'єднання м'язової пластинки слизової оболонки із м'язовим шаром кишки і, відповідно, більшу кількість щілин у структурі з'єднання в межах м'язового шару. При цьому можна помітити, що всі шари стінки кишки в зоні електрозварного з'єднання мають ознаки механічного витягування біля місця розриву, які є більш виразними в підслизовому шарі.

Так, було отримано, що втрата герметичності ЕМА відбувалась за тиску, вдвічі більшому від АСМА, та у 1,5 більшому від однорядних шовних. При чому зміни діаметра кишки у випадку зі ЕМА була втричі більшої від АСМА та вдвічі від шовного анастомозу. Тоді як модуль Юнга у ЕМА вдвічі більший від шовного анастомозу та на порядок більший від АСМА.

Тобто, можна сказати, поєднання високої здатності до розтягування та потенційного механізму порушення герметичної цілісності електрозварного міжкишкового з'єднання лише внаслідок значного перерозтягнення є порівняно

надійнішими механізмами уникнення ранньої неспроможності порівняно зі скобковим чи нитковим з'єднанням [16].

Також дослідження, проведені безпосередньо при хірургічних операціях [17] вказують на доцільність використання саме зварних з'єднань. Так, за 11 років на базі хірургічних відділень житомирської обласної дитячої клінічної лікарні було виконано тисяча двісті вісімдесят п'ять оперативних втручань методом електрозварки живих м'яких тканин. У структурі оперативних втручань: операції на шкірі та підшкірній клітковині – 617 (48,0%); операції на відкритій черевній порожнині – 301 (23,5%); на відкритій грудній клітці – 88 (6,8%); лапароскопічні і торакокопічні – 225 (17,5%); операції у новонароджених – 54 (4,2%).

Отримані результати досліджень і практичного використання дозволяють рекомендувати широке впровадження методу біозварювання в дитячій хірургії. Метод заслуговує на особливу увагу при операціях у дітей, хворих на гемофілію та інші хвороби згортання крові, а також в тих випадках, коли трансфузія препаратів крові обмежена релігійними причинами; перспективним є його використання в дитячій онкохірургії.

Метод біозварювання дозволяє оперувати на паренхіматозних органах, виконуючи органозберігаючі втручання; в лікуванні гемангіом критичних локалізацій у дітей має хороші косметичні результати, дозволяє уникнути гормонотерапії і тривалого небезпечного лікування β -блокаторами у багатьох випадках, є дієвою альтернативою лазеротерапії, але більш доступний. Доцільно продовження дослідження характеристик біозварювання тканин організму у дітей різних вікових груп [17].

1.4 Перспективи та проблеми розвитку зварки живих тканин

На сьогоднішній день зварювальні роботи охопили велику галузь промисловості. Окрім різання і зварювання різних металевих виробів, її

застосовують застосовувати і на живих тканинах. Зварка живих м'яких тканин застосовується в хірургії, під час операцій. Вона успішно застосовується для з'єднання пошкоджених тканин людини і відновлення життєдіяльності її органів.

Очевидні й економічні переваги, оскільки в «зварювальній хірургії» практично не використовуються шовний матеріал, кліпси (з'єднання відбувається за рахунок власних тканин пошкодженого органу). Скорочення тривалості операції і відновного періоду зменшує витрати на лікарські препарати, в тому числі наркотичні засоби.

Застосування цієї технології дозволило не тільки з'єднувати живу тканину, але і різати її, а також перекривати судини. Перший раз, таку технологію застосували для герметизації отвору жовчного міхура. Це сталося в кінці минулого століття.

Ця технологія відмінно показала себе на практиці, тому на сьогоднішній день зварювання живих тканин успішно застосовується в різних областях медицини.

Так, одним із важливих методів проведення зварки живих тканин є одномоментна зварка (рис. 1.4.1).



а)



б)

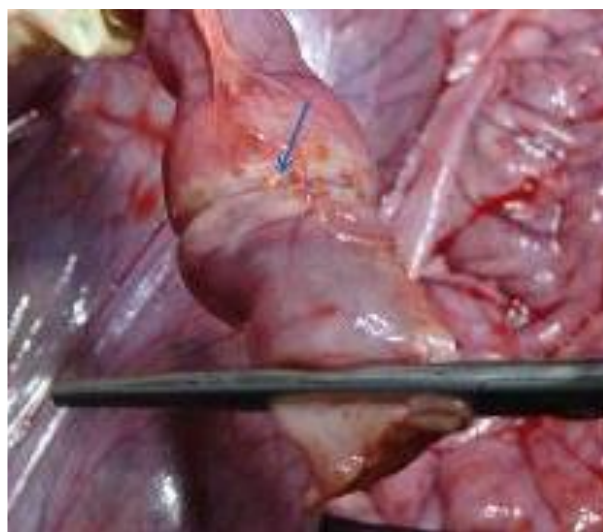
Рисунок 1.4.1 – Одномоментний кишковий анастомоз [18]

Як відомо, застосовувані сьогодні методи з'єднання тканин мають суттєві недоліки, серед яких – розвиток запалення, інфекційних процесів, зокрема формування абсцесів в черевній порожнині. При зварюванні тканин забезпечуються повна герметизація з'єднання (зварного шва) і асептичність. Це підтверджують також і мікробіологічні дослідження [19].

В даний час встановлена [20] принципова відмінність впливу на живу тканину процесу зварювання від коагуляції, що дуже широко застосовується. Остання викликає опік і омертвіння тканини в місці нагріву, в той час як при використанні зварювальної технології досягається значно менше травмування тканин, що підтверджується морфологічними дослідженнями [21] (рис. 1.4.2), а також відсутністю в процесі зварювання виділення диму і неприємного запаху. «Бездимна» технологія позитивно позначається на якості здоров'я не тільки хворого, але і хірурга, особливо при роботі з інфікованими пацієнтами.



а) після зварки



б) при гідравлічних випробуваннях

Рисунок 1.4.2 – Місце зварного з'єднання при високочастотному кишковому анастомозі [21]

Крім того, виключається ураження тканини в місці зварювання, що сприяє більш швидкому і легкому загоєнню прооперованого органу, відновленню його морфологічної структури і функцій. У післяопераційний період не спостерігалось ускладнень, які можна було б пов'язати з застосуванням зварювальної технології [20].

Проте, незважаючи на розвиток сучасних технологій, їх впровадження в практичну хірургію відбувається досить повільно. Більшість оперативних втручань як і раніше виконується за допомогою електрохірургічної апаратури [20].

У абдомінальній хірургії при проведенні оперативних втручань з успіхом використовуються різні фізичні фактори і створені на основі їх дії медичні прилади – монополярної електрокоагуляції, кріо-, ультразвуковий, лазерний і плазмовий скальпель. Найбільш доступним і поширеним в Україні є метод монополярної електрокоагуляції [22].

Так, при проведенні електрозварювання живих тканин є певні недоліки [18]:

- громіздкість хірургічних затискачів;
- можливість утворення нагару на затискачах;
- нестійкість покриття інструментів;
- відсутність інформації про повноту виконаної коагуляції;
- недослідженість характеристик зварного шва.

В даний час якість зварного з'єднання практично повністю залежить лише від досвіду і вмінь хірурга. Він вибирає параметри режиму зварювання, виходячи зі свого досвіду, і по візуальним, акустичним і тактильним ознаками закінчення формування зварного з'єднання вручну припиняє зварювання. Джерела живлення розробники оснащують великим набором режимів зварювання, повністю покладаючи відповідальність за їх вибір, що забезпечує якість зварного з'єднання, на хірурга. Виняток становлять нечисленні прилади, сертифіковані тільки для перекриття судин (sealing of vascular structures), що працюють в режимі автоматичного перекриття. Це перш за все апарати Valleylab, що використовують алгоритм управління LigaSure™, і деякі з Erbe. Режимом «автоматичне зварювання» забезпечені вітчизняні прилади ЕК-300, ЕК300М1. Внаслідок надзвичайної різноманітності електрофізичних властивостей зварювальних біологічних тканин і їх зміни під час зварювання, надійний якісний результат неможливо отримати без створення високоякісних систем автоматичного регулювання процесу. Для цього необхідна адекватна модель об'єкта управління. Об'єктивна інформація про стан біологічної тканини перед і в процесі зварювання дозволила б ввести автоматичну зворотний зв'язок «біологічна тканина пацієнта – зварювальне джерело». Фізико-біологічні процеси, що відбуваються при

зварюванні і засновані на результатах гістологічних досліджень спільно з кількісними вимірами і реєстрацією параметрів режиму зварювання, практично не вивчені. Відомі в даний час алгоритми автоматичного регулювання процесу зварювання біологічних тканин або емпіричні, або гіпотетичні [23].

Загалом, застосування електрохірургії є перспективним, високотехнологічним і економічно вигідним напрямком в медицині. Однак сьогодні важливим є можливість підбору різних параметрів виконання зварки, та дослідження властивостей зварних анастомозів. В даний час для його вивчення та вдосконалення необхідно залучити висококваліфікованих фахівців з різних галузей науки, в першу чергу, інженерів-електротехніків, біологів, біофізиків і лікарів різних спеціальностей [21, 23].

Експериментальні дослідження зварних швів завжди вимагають суттєвих затрат часу, матеріально-технічної бази та не завжди є коректними з огляду на неможливість або спірне питання гуманності використання «живого» матеріалу. Тому доцільним є перенесення таких досліджень у світ комп'ютерних технологій та моделювання процесів, статичного і динамічного аналізу зварних швів з допомогою програмного забезпечення [24].

Висновок до розділу 1

Тонка кишка відіграє важливу роль у організму людини. Дослідження свідчать, що тонка кишка, може характеризуватись як ідеально пружний матеріал, що здатен витримати великі навантаження. А також було встановлено, що пружні властивості кишки однакові як з боку брижі, так і з протилежного боку, що характеризує здатність кишки витримувати навантаження в різних напрямках.

Розгерметизація тонкої кишки відбувається при пошкодженні саме серозного шару, що вказує на доцільність дослідження його на міцність та визначення реакції зшивання при операційних втручаннях.

На сьогоднішній день питання забезпечення герметичності кишечних анастомозів після оперативних втручань є вкрай актуальним. Фізико-біологічні процеси, що відбуваються при зварюванні і засновані на результатах гістологічних досліджень спільно з кількісними вимірами і реєстрацією параметрів режиму зварювання, практично не вивчені. Відомі в даний час алгоритми автоматичного регулювання процесу зварювання біологічних тканин або емпіричні або гіпотетичні. Тоді як дослідження максимально можливих навантажень анастомозів може забезпечити більш прогнозовані наслідки зварювання та відсутність ранньої неспроможності.

Заміна практичних досліджень на комп'ютерне моделювання відповідних процесів може забезпечити суттєву економію часу та матеріальних засобів, що в свою чергу збільшить їх ефективність.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

2.1 Можливості програмного комплексу SolidWorks

SolidWorks – програмний комплекс системи автоматизованого проектування для автоматизації робіт промислового підприємства на етапах різних етапах конструкторської та технологічної підготовки виробництва. Використовується у розробці виробів будь-якого рівня складності і призначення [25].

Основне призначення програмного комплексу SolidWorks – забезпечення наскрізного процесу проектування, інженерного аналізу та підготовки виробництва виробів будь-якої складності і призначення, включаючи створення інтерактивної документації та обмін даними з іншими системами [26].

У середовищі SolidWorks створюється більшість технічних деталей не тільки для 3D-друку, але і для інших технічних цілей. Отже, SolidWorks є потужним інструментом для 3D-моделювання та автоматизованого проектування складних виробів різного призначення. По суті, це повноцінний набір для конструювання виробів в цифровому вигляді, який містить в собі безліч додаткових інструментів, що дозволяють виробляти над моделлю віртуальні технічні випробування [27].

Широкі можливості базового модуля в поєднанні з великою кількістю спеціалізованих додатків роблять SolidWorks потужним програмним комплексом, здатним гнучко налаштовуватися для вирішення практично будь-яких проектних і виробничих завдань. Завдяки цьому різні конфігурації SolidWorks знаходять широке застосування в багатьох галузях промисловості [26].

Solidworks 2017 отримав такі доповнення, як перероблений інтерфейс під монітори надвисокої роздільної здатності, розширена підтримка зовнішніх посилань при заміні компонентів збірки, експрес-оцінка собівартості збірки, анотування схем SolidWorks Electrical Schematics в eDrawings, моделювання тривимірної різьблення, двонаправлені елементи по траєкторії та ін. [25].

2.1.1 Можливості SolidWorks Simulation

Основні напрямки розвитку SolidWorks Simulation (колишній COSMOSWorks) – створення і розвиток віртуальних сутностей, покликаних спростити побудову розрахункових моделей складних систем при збереженні зручного інтерфейсу. Зокрема, це стосується завдань, де необхідний аналіз систем, що містять конструктивні елементи у вигляді тіл, оболонок чи балок з різноманітними сполуками і неканонічними умовами навантаження [28].

Крім того, приділяється увага підвищенню обчислювальної ефективності алгоритмів, що дозволяє раціонально використовувати сучасні комп'ютери [29].

SolidWorks Simulation застосовує для аналізу метод кінцевих елементів для тестування конструкцій в режимі віртуального моделювання реальної експлуатації.

Використання SolidWorks Simulation дозволяє вирішити такі завдання як [29]:

- засоби лінійного аналізу дозволяють робити розрахунок напруженості конструкцій, деформаційні процеси та особливості міцності, для оцінки правильності експлуатування;
- засоби нелінійного статичного аналізу дають інформацію про поведінку досліджуваного елемента з різноманітних матеріалів – пластик, метал, гума та інші, що дозволяє враховувати ковзання, деформаційні процеси та інші характеристики;
- наявна велика база матеріалів для використання, а також можливість створення власного матеріалу з заданими характеристиками;
- засоби нелінійного динамічного аналізу дозволяють розрахувати навантаження, які впливають в реальному часі на об'єкт дослідження;
- засоби лінійного динамічного аналізу, в основі яких лежить частотний аналіз, дозволяють визначити напругу конструкції при різних вібраційних навантаженнях.

Таким чином, програма SolidWorks Simulation призначена для вирішення широкого спектру завдань у сучасній інженерії. Зручний інтерфейс і легкість у використанні, безумовно, виділяють програму серед конкурентів [29].

2.1.2 Можливості SolidWorks EMS

EMS (ElectroMagneticWorks) – модуль 3D-симуляції ефектів, що виникають в електромагнітному полі, заснований на методі кінцевих елементів. EMS використовується для чотирьох областей електротехніки: електромеханіка, електромагнетизм, силова електроніка і поведінка тіл в електромагнітному полі. Це робить його корисним для розробки і тестування моделей електромоторів, генераторів, трансформаторів, металошукачів, моделювання вихрових струмів, індуктивного нагріву, намагнічування та інших завдань.

Інтерфейс і налаштування, а також певна частина базової математики заснована на методі кінцевих елементів. Тому даний модуль має багато спільного з SolidWorks Simulation. Відповідно, при наявності навичок роботи в SolidWorks і SolidWorks Simulation, витрати часу на освоєння інтерфейсу і налаштувань мінімальні.

Модуль підтримують застосування таблиць проектування, параметризацію мультиконфігураційності та багатоядерність [30, 31].

Основний функціонал EMS [31]:

- електростатика;
- магнітостатика;
- аналіз провідності;
- магнітне поле змінного струму;
- нестационарний електромагнітний аналіз;
- тепловий аналіз;

- сумісний електромагнітний розрахунок і аналіз руху.

Доступні для перегляду результати аналізу, з допомогою EMS [30]:

- сили і крутні моменти;
- густина магнітного потоку;
- напруженість магнітного поля;
- напруженість електричного поля;
- електричний потік;
- електричний струм;
- вихровий струм;
- індуктивність;
- ємність;
- опір;
- повний магнітний потік;
- втрати в осерді;
- насичення;
- індукована напруга;
- густина сили;
- втрати потужності;
- температура і її градієнт;
- тепловий потік;
- зворотна електро-рушійна сила.

Таким чином, доповнення SolidWorks EMS дозволяє вирішувати завдання електростатики, магнітостатики, електромагнетизму в стаціонарній і нестаціонарній постановках, а також пов'язані завдання електромагнетизму і теплопровідності. Це в свою чергу, дозволяє моделювати навіть такі процеси, як зварка живих тканин [30].

2.2 Підбір необхідних параметрів

Для проведення комп'ютерного моделювання тонкої кишки та проведення досліджень на радіальний розтяг необхідно підібрати необхідні параметри, для подальшого задання у середовище SolidWorks.

Так, дана робота виконується на основі магістерської дисертації Фесюк Таїсії Олександрівни [32]. У цій роботі було проведено експериментальне дослідження тонкої кишки на коефіцієнти міцності та пружності, а також перевірка міцності кишки з циркулярним одномоментним анастомозом при радіальному розтягу (рис. 2.2.1).



Рисунок 2.2.1 – Дослідження міцності зварного шва при радіальному розтягу [32]

Так, у роботі було отримано, що найбільш оптимальним режимом для зварювання стінок тонкої кишки при дослідженні міцності шва шляхом радіального розтягу є режим з напругою $U = 40 \text{ В}$ та частотою $f = 66 \text{ кГц}$ з модуляцією струму при тиску на біологічну тканину. Саме на такому режимі спостерігалися досить міцні зварні з'єднання високої якості.

Дослідження відбувались за значень тиску на електроди $5,714 \cdot 10^5 \text{ Па}$, $7,142 \cdot 10^5 \text{ Па}$ та $10 \cdot 10^5 \text{ Па}$.

Приклад визначення необхідних параметрів можна спостерігати на рисунку 2.2.2, з якого видно, що при у серозного шару розгерметизація відбувається за гідравлічного тиску значно більшого, ніж у слизового шару.

Для дослідження бралась очищена кишка. Кишка мала діаметр 25 мм та товщину стінки 0,2 мм. Електроди для циркулярної одномоментної зварки брались із внутрішнім діаметром 19 мм, товщиною 2,8 мм та довжиною 3 мм.

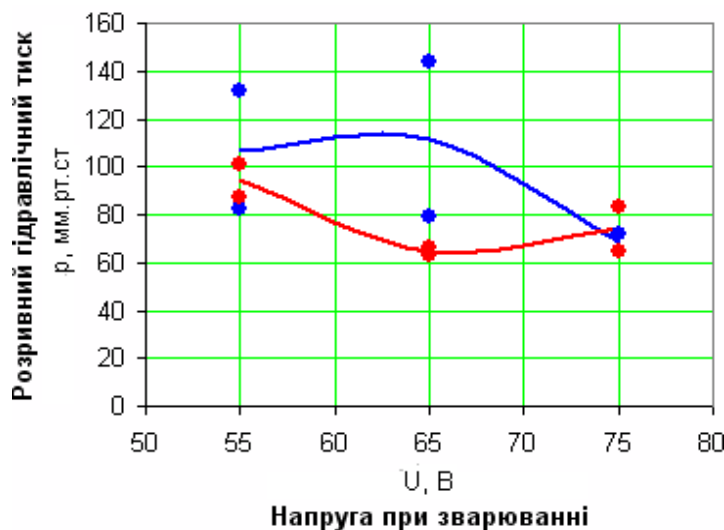


Рисунок 2.2.2 – Графік залежності міцності шва слизового (—) і серозного (—) шарів від напруги при тиску на біологічну тканину $5,714 \cdot 10^5$ Па, зразків зварених без модуляції струму [32]

Для дослідження еластичний властивостей стінок кишки у роботі [32] було проведено дослідження на радіальний розтяг та отримано результати, представлені у таблиці А.1.

Також, після пошуку і підбору необхідних параметрів матеріалу тканини тонкої кишки, було отримано наступні параметри: матеріал стінки тонкої кишки передбачався лінійним, однорідним, ізотропним і ідеально пружним з механічними характеристиками: $E = 3,27 \cdot 10^5$ Па (модуль Юнга для тканин стінки), $\sigma_m = 0,9$ МПа (границя міцності), $\nu = 0,405$ (коефіцієнт Пуассона) і $\rho = 1036$ кг/м³ (густина) [14], [32].

Висновок до розділу 2

Для вирішення широкого спектру поставлених завдань та моделювання необхідних процесів повністю підходить середовище SolidWorks, завдяки своїм можливостям та наявності додаткових функціональних пакетів, таких як SolidWorks Simulation та SolidWorks EMS.

Для подальших досліджень у середовищі SolidWorks було обрані наступні параметри моделювання процесу зварки: напруга $U = 55$ В, частота $f = 66$ кГц, три режими тиску електродів на біологічну тканину, а саме $5,714 \cdot 10^5$ Па, $7,142 \cdot 10^5$ Па та $10 \cdot 10^5$ Па. Електроди для циркулярної одномоментної зварки обирались із внутрішнім діаметром 19 мм, товщиною 2,8 мм та довжиною 3 мм.

Для моделювання 3D-моделі кишки та дослідження на радіальний розтяг було обрані наступні параметри: діаметр кишки 25 мм, товщина стінки 0,2 мм, модуль Юнга для тканин стінки кишки $E = 3,27 \cdot 10^5$ Па, границя міцності $\sigma_m = 0,9$ МПа, коефіцієнт Пуассона $\nu = 0,405$ і густина $\rho = 1036$ кг/м³.

РОЗДІЛ 3

МОДЕЛЮВАННЯ РАДІАЛЬНОГО РОЗТЯГУ КИШКИ У SOLIDWORKS

3.1 Моделювання процесу зварки кишки у середовищі SolidWorks

Першим етапом проведення дослідження у комп'ютерному середовищі є побудова об'єкта дослідження. Для визначення характеристик зварного шва при радіальному розтягу важливо знати точні геометричні характеристики шва, отриманого після зварювання. Для того, щоб визначити їх, необхідно провести моделювання зварювання тонкої кишки.

Для моделювання процесу зварювання було обрано два однакових елемента кишки, довжиною по 50 мм кожен, діаметром 25 мм, та товщиною стінки 0,2 мм. Ці елементи були змодельовані, як при реальній циркулярній одномоментній зварці, з двома круглими мідними електродами.

Спочатку було побудовано ескіз елемента тонкої кишки (рис. 3.1.1).

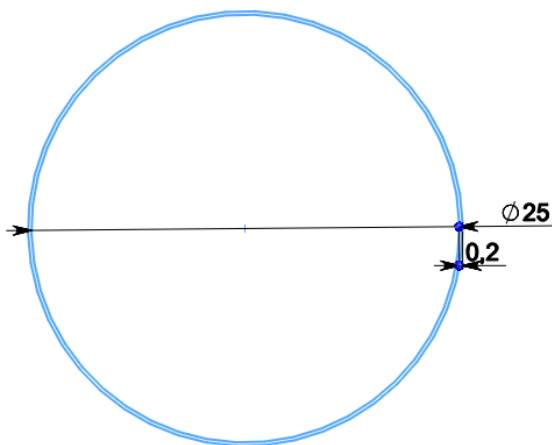


Рисунок 3.1.1 – Побудова ескізу тонкої кишки: діаметра і товщини кишки

Далі за допомогою інструмента для моделювання 3D-об'єктів «Витягнута бобишка/основа», було створено два твердотільних об'єкта тонкої кишки довжиною 50 мм, розташований симетрично одне до одного відносно центру координат, у яких в подальшому будуть електроди та тканина між ними (рис. 3.1.2).

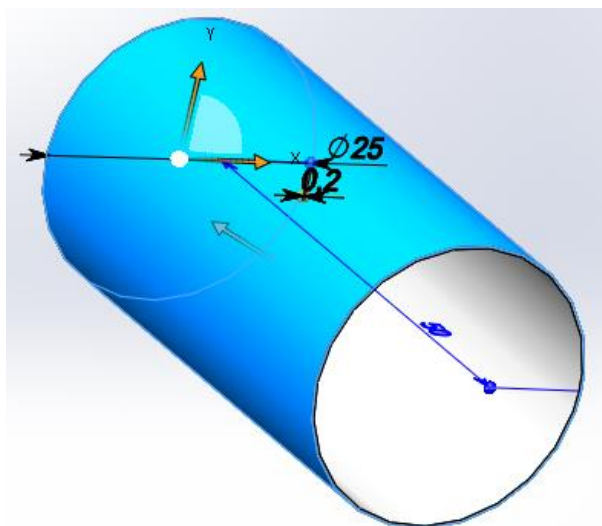


Рисунок 3.1.2 – Об’ємна модель елемента тонкої кишки

За таким же алгоритмом було створено спочатку ескізи, а тоді і твердотільні об’єкти двох мідних електродів для циркулярної одномоментної зварки з внутрішнім діаметром 19 мм, товщиною 2,8 мм та довжиною 3 мм (рис. 3.1.3)

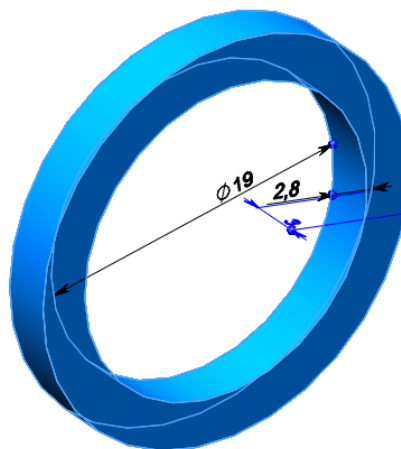


Рисунок 3.1.3 – Об’ємна модель мідного електроду для зварки

А також створено ескізи, а тоді і твердотільні тонкостінні елементи, що являють собою тканину кишки, «надагнуту» на електроди для зварки (рис. 3.1.4). Ці елементи по суті відображають тонкий шар тканини, що стискається між мідними електродами, і після моделювання процесу зварки утворюватимуть суцільний зварний анастомоз.

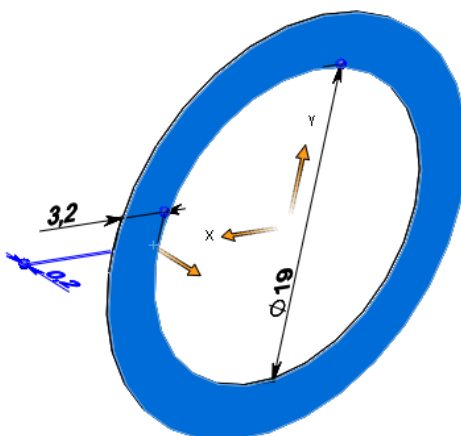


Рисунок 3.1.4 – Об'ємна модель тканини кишки між електродами

Наступним етапом є налаштування матеріалу отриманих твердотільних елементів. Для задання властивостей элементам тонкої кишки у середовищі SolidWorks, необхідно налаштувати власний матеріал. Для цього необхідно в меню обрати пункт «Матеріали» та створити новий матеріал з необхідними нам властивостями (рис. 3.1.5).

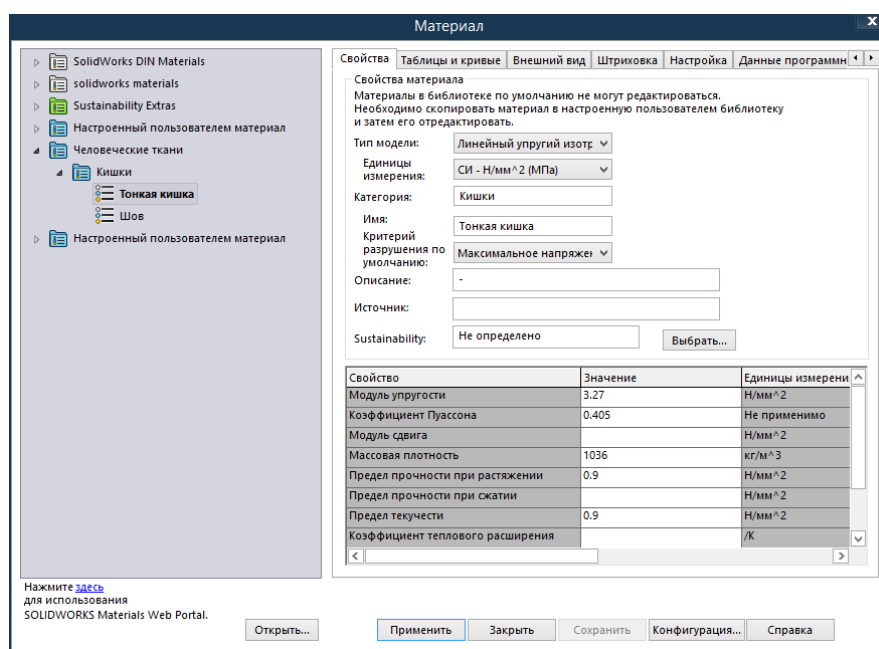


Рисунок 3.1.5 – Характеристики матеріалу тонкої кишки

Матеріал стінки тонкої кишки передбачався лінійним, однорідним, ізотропним та ідеально пружним з механічними характеристиками: $E = 3,27 \cdot 10^5$ Па

(модуль Юнга для тканей стінки), $\sigma_m = 0,9$ МПа (границя міцності), $\nu = 0,405$ (коefficient Пуассона) і $\rho = 1036$ кг/м³ (густина). Підбір даних див. розділ 2.2.

Матеріал для мідних електродів був заданий з допомогою бази даних матеріалів, наявної у середовищі SolidWorks (рис. 3.1.6). Для шва було створено окремий матеріал (рис. 3.1.7), з використанням іншого модуля пружності, оскільки внаслідок зварювання у тканинах шва відбулася втрата рідини.

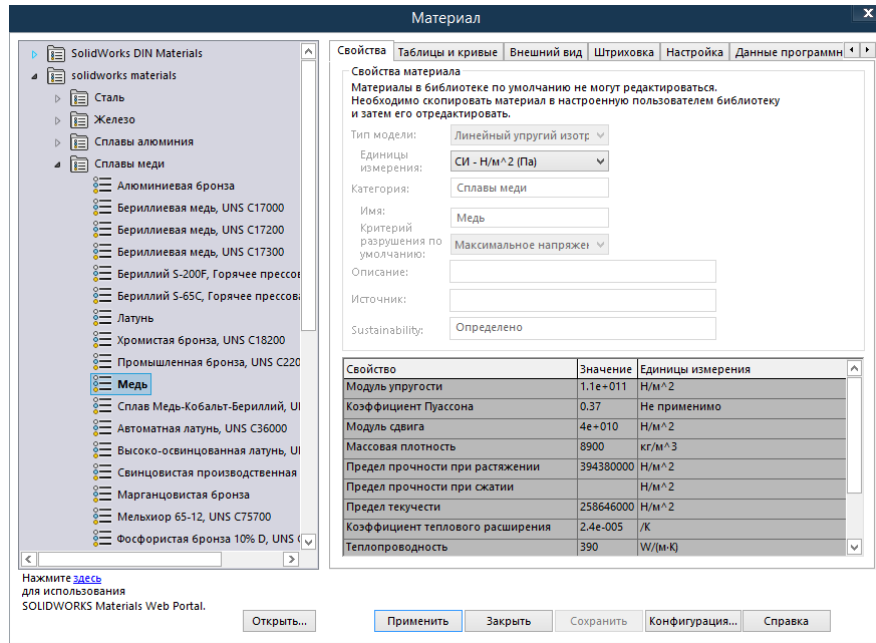


Рисунок 3.1.6 – Характеристики матеріалу зварних електродів

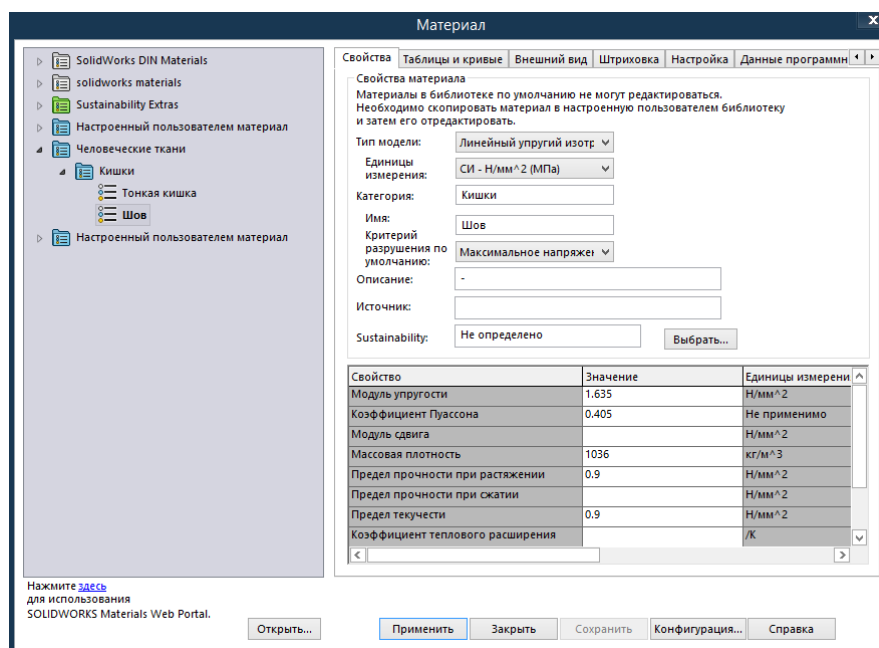


Рисунок 3.1.7 – Характеристики матеріалу деформованого зварного шва

Таким чином було отримано 3D-модель тонкої кишки з мідними електродами всередині, повністю готової до моделювання процесу циркулярної одномоментної зварки (рис. 3.1.8).

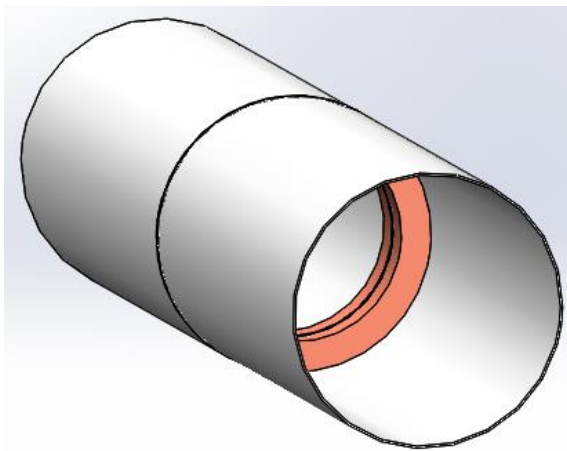
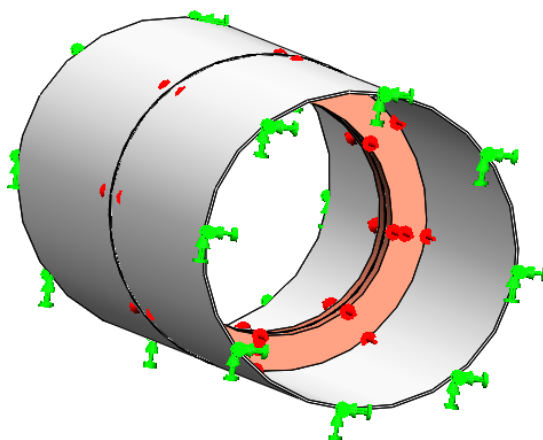


Рисунок 3.1.8 – Спрощена 3D-модель кишки з мідними електродами всередині

Далі за допомогою доповнення SolidWorks Simulation було проведення моделювання зварки при напрузі $U = 55$ В, і частоті $f = 66$ кГц з використанням трьох режимів тиску на біологічну тканину: $5,714 \cdot 10^5$ Па, $7,142 \cdot 10^5$ Па та $10 \cdot 10^5$ Па. Підбір даних див. розділ 2.2.

Так, було створено два фіксовані кріплення на крайніх гранях моделі (рис. 3.1.9, позначено зеленими стрілками), та створено тиск на мідні електроди (рис. 3.1.9, позначено червоними стрілками).



зеленими стрілками позначені фіксовані кріплення,

червоними – навантаження на електроди

Рисунок 3.1.9 – Налаштування кріплень та навантажень для моделювання зварки

В результаті моделювання було отримано епюри напруження (рис. 3.1.11, рис 3.1.12 та рис. 3.1.13), переміщення (рисунки, додаток Б.1) та деформації (рисунки, додаток Б.2).

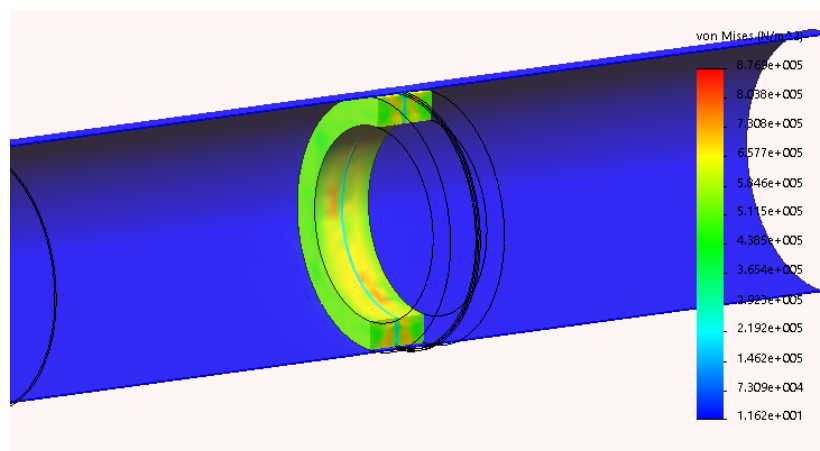


Рисунок 3.1.11 – Епюра напруження при моделюванні зварки тиском $5,714 \cdot 10^5$ Па

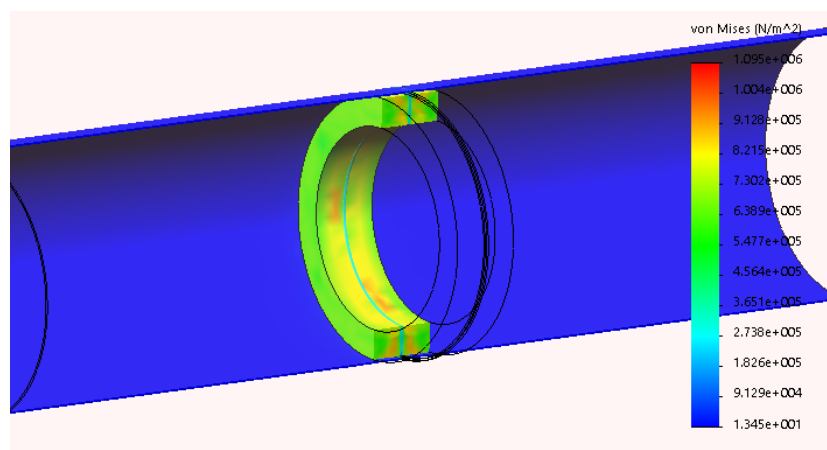


Рис. 3.1.12 – Епюра напруження при моделюванні зварки тиском $7,142 \cdot 10^5$ Па

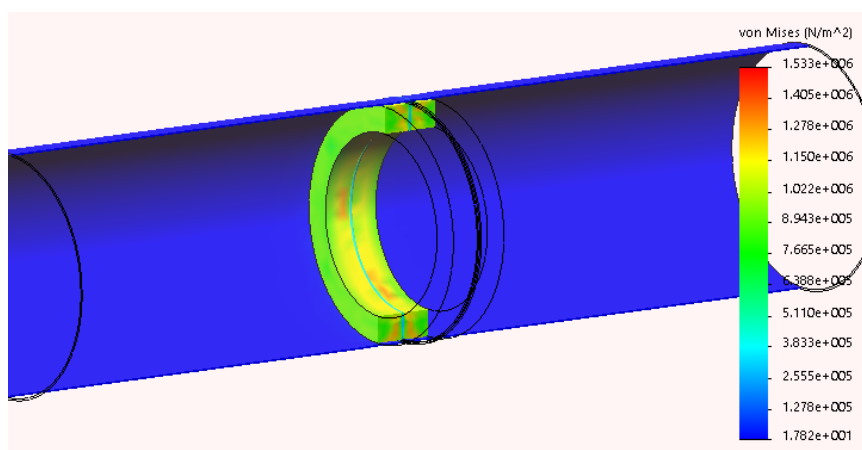


Рис. 3.1.13 – Епюра напруження при моделюванні зварки тиском $10 \cdot 10^5$ Па

З отриманих епюр можна бачити, що найбільша напруженість спостерігається на електродах. Значення напруженості для тканини шва можна бачити у таблиці 3.1.1.

Таблиця 3.1.1 – Напруженість утвореного в залежності від тиску електродів

	Тиск електродів на тканину, 10^5 Па		
	5,714	7,142	10
Напруженість на тканинах шва, 10^5 Па	2,192	2,738	3,833

Так, з отриманих даних можемо бачити, що навіть за найбільшого заданого тиску на біологічну тканину – $10 \cdot 10^5$ Па, при заданій границі міцності тканини в 0,9 МПа (рис. 3.1.13), на епюрі напруження та з таблиці 3.1 видно, що тканини кишки та шва лишаються герметичними.

З отриманих епюр можна бачити, що, незалежно від тиску електродів на біологічну тканину, значної деформації (рис. 3.1.14) зазнає лише тканина між електродами

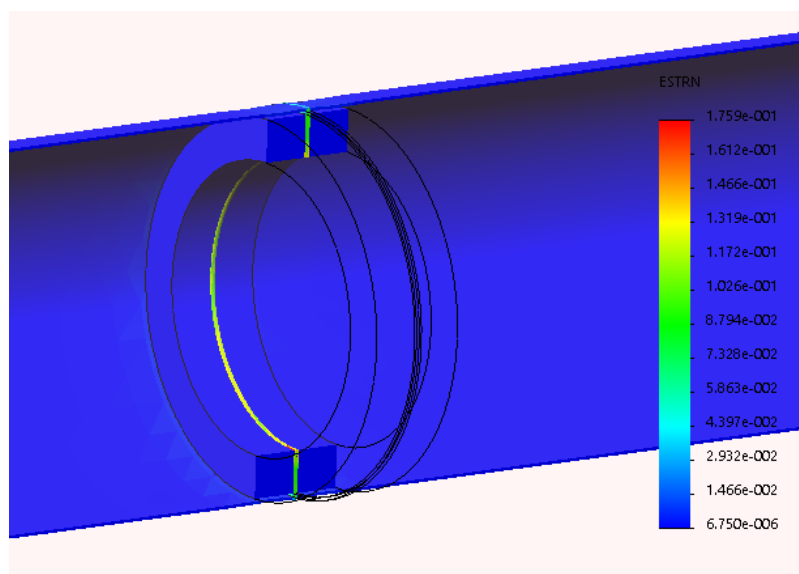


Рисунок 3.1.14 – Приклад епюри деформації при моделюванні зварки з тиском $10 \cdot 10^5$ Па

При чому, проаналізувавши епюри переміщень (3.1.15) можна сказати, що шов не тільки зминається під дією електродів, а й починає виступати вгору над кишкою, хоч це переміщення є незначним.

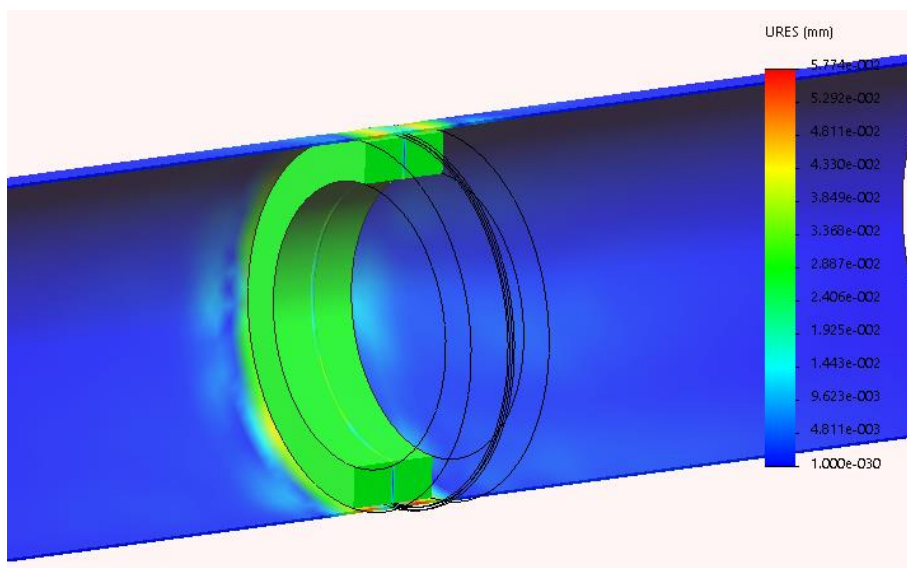


Рисунок 3.1.15 – Приклад епюри переміщення при моделюванні зварки з тиском $10 \cdot 10^5$ Па

Відповідно, при розрахунку геометричних характеристик отриманого шва необхідно враховувати його «випинання» доверху.

3.2 Розрахунок геометричних характеристик шва та побудова моделі

Подальшим кроком було вимірювання геометричних характеристик отриманого зварного шва. Для цього, результат проведених симуляцій зварювання було імпортовано як деформовані тіла, та з допомогою інструменту «Виміряти/з точки в точку» було виміряно геометричні характеристики деформованого шва. Так, для вимірювання було поставлено дві точки на гранях шва, та виміряно геометричні характеристики у трьох напрямках: dX (рис. 3.2.1), dY (рис. 3.2.2) та dZ (рис. 3.2.3).

Точні результати представлені у таблиці 3.2.1.

Таблиця 3.2.1 – Геометричні характеристики деформованих швів

Тиск на біологічну тканину, 10^5 Па	Товщина шва (dZ), мм	Висота шва (dY), мм	Глибина шва (dX), мм
5,714	0,38	0,01	2,98
7,142	0,35	0,03	2,93
10	0,31	0,03	2,93

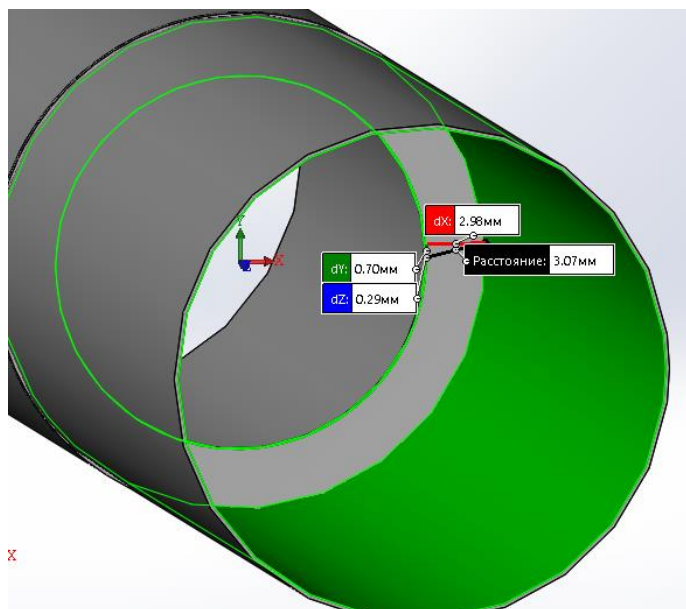


Рис. 3.2.1 – Приклад визначення глибини шва (dX)

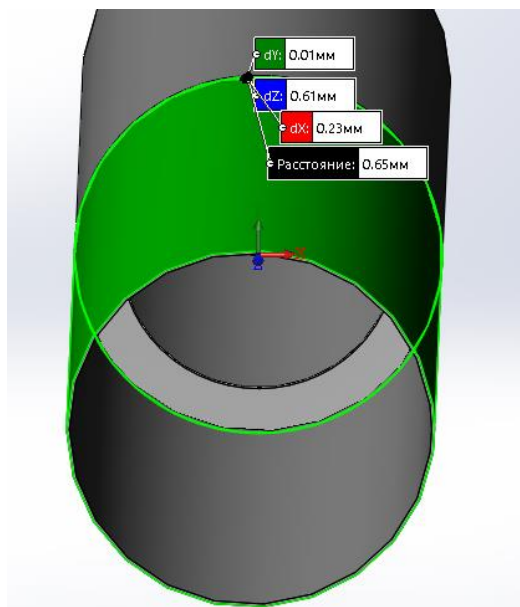


Рисунок 3.2.2 – Приклад визначення висоти шва (dY)

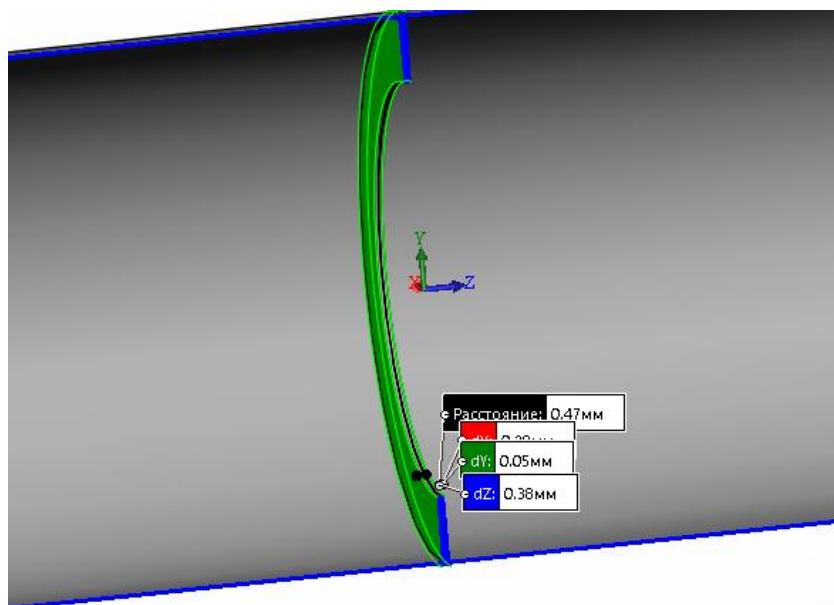


Рис. 3.2.3 – Приклад визначення товщини шва (dZ)

За допомогою отриманих характеристик шва було побудовано три моделі тонкої кишки зі зварними анастомозами різної товщини для подальшого проведення дослідження на радіальний розтяг (рис. 3.2.4).

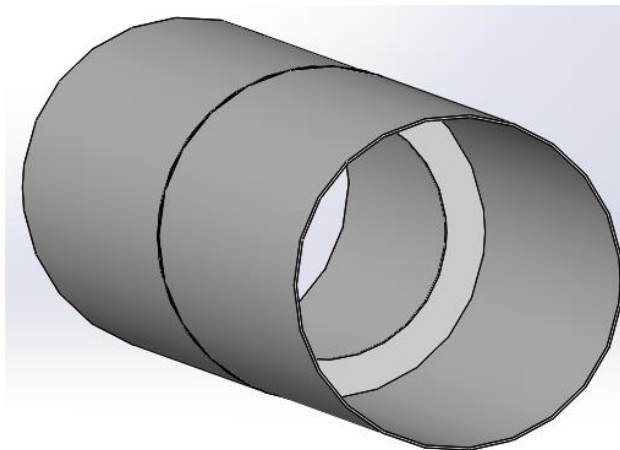


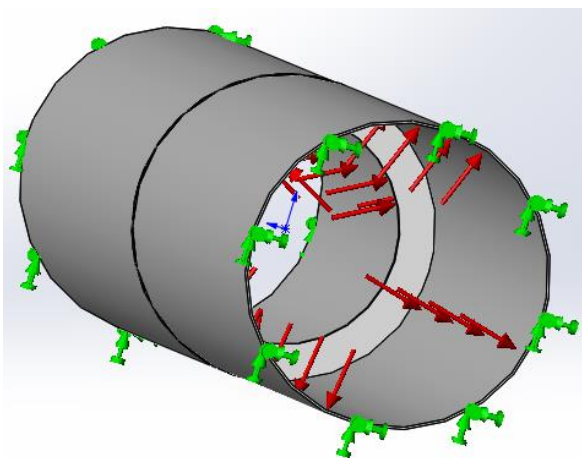
Рисунок 3.2.4 – Спрощена модель тонкої кишки зі зварним анастомозом розрахованого розміру

Так, за результатами моделювання зварки можемо бачити, що розмір шва на пряму залежить від параметрів зварки. При збільшенні тиску електродів на біологічну тканину, товщина шва зменшується, а його висота, або «випинання» над кишкою збільшується.

3.3 Дослідження радіального розтягу зварних анастомозів

З отриманими моделями тонкої кишки з різними зварними швами було проведено моделювання радіального розтягу гідравлічним тиском від 5 до 100 мм рт. ст. Також розраховані граничні значення тиску для кожної з моделей, при яких напруження є більшим від межі міцності та відбувається розгерметизація кишки.

Для початку, за допомогою доповнення Solidworks Simulation було налаштовано кріплення крайніх граней моделі та задано напрям дії тиску для радіального розтягнення, що діє на стінки кишки зсередини, ніби роздуваючи її. Так, було створено два фіксовані кріплення на крайніх гранях моделі (рис. 3.3.1, позначено зеленими стрілками), та задано напрям дії тиску на тканини кишки (рис. 3.3.1, позначено червоними стрілками).



зеленими стрілками позначені фіксовані кріплення,
червоними – напрями дії тиску на тканини кишки

Рисунок 3.1.1 – Налаштування кріплень та навантажень для моделювання радіального навантаження

Значення тиску задавались від 0 до 20 мм рт. ст. з кроком 5, і далі до 100 мм рт. ст. з кроком 10 [32]. Після проведення моделювання було отримано

деформований результат (рис. 3.3.2), а також епюри напруження, переміщення та деформації.

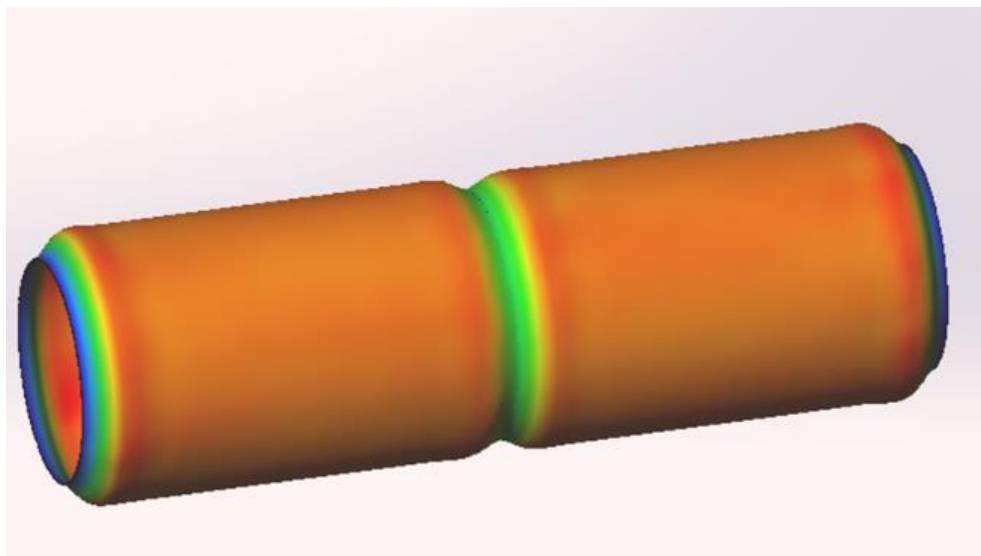


Рис. 3.3.2 – Деформована судина зі зварним анастомозом

Так, на рисунках 3.3.3-3.3.6 можна бачити епюри, отримані при моделюванні радіального розтягу зварного анастомозу товщиною 0,38 мм з гідравлічним тиском 100 мм рт. ст.

На епюрі напруження (рис. 3.3.3) позначено значення максимального напруження на тканинах кишки. Можна спостерігати, що напруження не перевищує межу міцності та є найбільшим на крайніх гранях, що є зафіксованими.

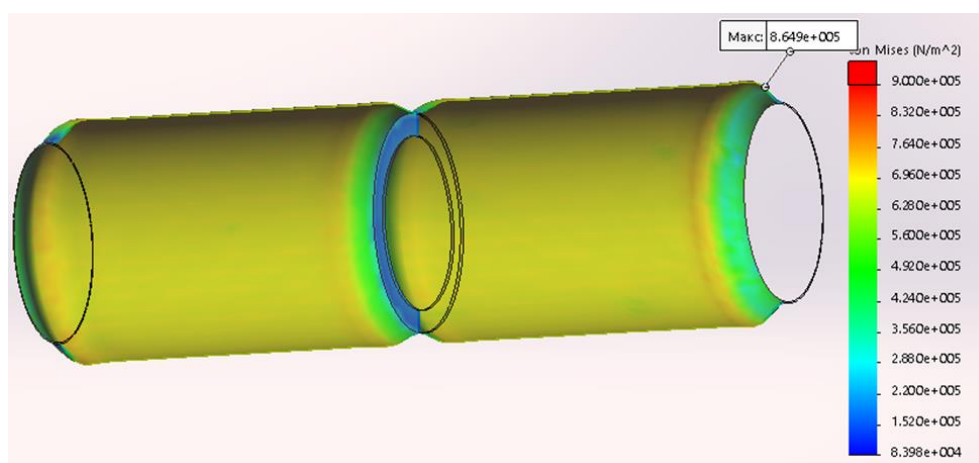


Рис. 3.3.3 – Епюра напруження при радіальному навантаженні

На епюрі напруження червоним кольором відзначена межа міцності для тканини кишки.

На рисунку 3.3.4 представлений графік обмеження розподілу напруження. Червоним кольором відзначена межа міцності тканини. Стрілочкою на шкалі вимірювання позначено значення напруженні, яким обмежується епюра. Саме тому на епюрі зображені лише значення, вище цієї межі.

При обмеженні розподілу напруження видно, що навантаження на шов є меншим, аніж на саму тканину кишки, при чому найбільше навантаження припадає саме на краї кишки, які є закріпленими. І навіть за тиску в 13 кПа, що є суттєво більшим від природніх тисків у організмі людини тканини кишки та шва залишаються герметичними.

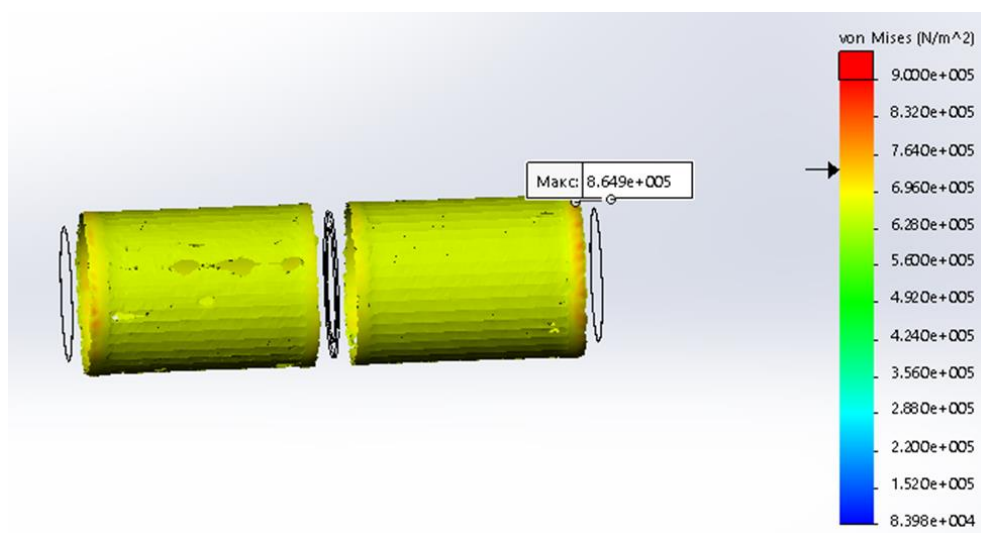


Рис. 3.3.4 – Епюра обмеження розподілу напруження в кишці

На епюрах переміщення та деформації (рис. 3.3.5 та рис. 3.3.6) представлені розміри зміщення стінок кишки відносно центру. Так, можна бачити, що при радіальному розтягу зварного анастомозу товщиною 0,38 мм з гідравлічним тиском 100 мм рт. ст. найбільшого розтягу зазнають саме стінки кишки, тоді як зварний шов зазнає майже вдвічі меншого розтягу. Найбільше значення переміщення в даному випадку становить 3 мм.

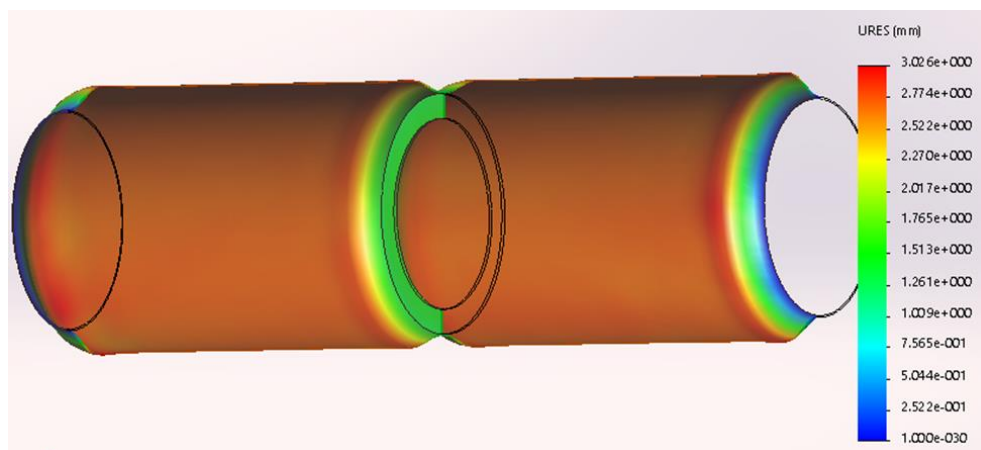


Рис. 3.3.5 – Епюра переміщення при радіальному навантаженні

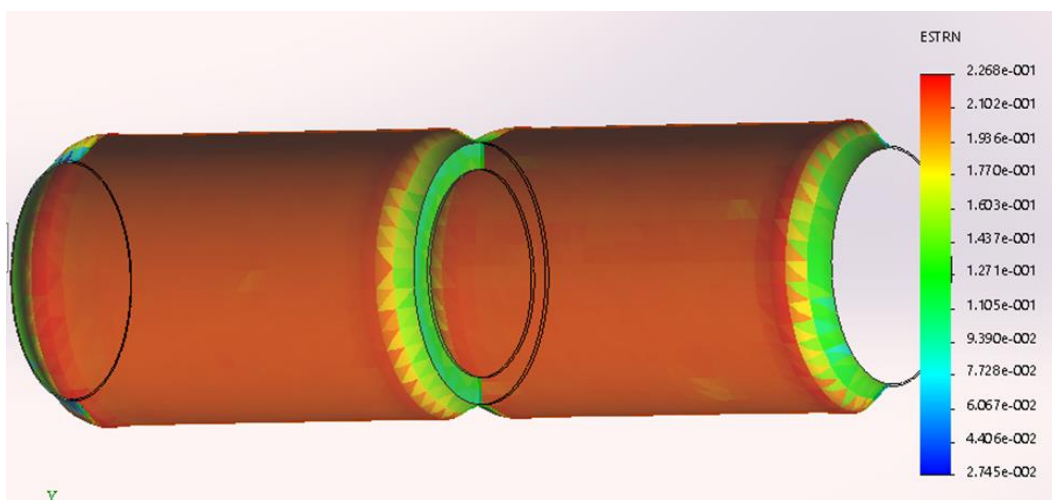


Рис. 3.3.6 – Епюра деформації при радіальному навантаженні

З епюри переміщення були отримані дані про найбільше зміщення стінок кишки відносно центру для всього діапазону заданого гідравлічного тиску від 5 мм рт. ст. до 100 мм рт. ст. для кожної з трьох моделей із різною товщиною шва (таблиця 3.3.1).

Так з отриманих результатів видно, що зміна діаметру кишки прямо залежить від величини тиску при радіальному розтягуванні (рис. 3.3.7), причому зварний анастомоз, є міцнішим внаслідок своїх геометричних та механічних властивостей, і тканина кишки значно швидше досягає розгерметизації ніж тканина анастомозу. Також можна спостерігати, що зміна діаметру кишки при заданому тиску не залежить від товщини зварного шва.

Таблиця 3.3.1 – Значення величини діаметру і заданого тиску при радіальному розтягу 3D-моделі тонкої кишки

Тиск, мм рт. ст.	Тиск на біологічну тканину $5,714 \cdot 10^5$ Па, товщина шва 0,38 мм		Тиск на біологічну тканину $7,142 \cdot 10^5$ Па, товщина шва 0,35 мм		Тиск на біологічну тканину $10 \cdot 10^5$ Па, товщина шва 0,31 мм	
	Максимальне переміщення, мм	Діаметр кишки, мм	Максимальне переміщення, мм	Діаметр кишки, мм	Максимальне переміщення, мм	Діаметр кишки, мм
5	0,1545	25,709	0,1507	25,7014	0,1531	25,7062
10	0,3062	26,0124	0,2998	25,9996	0,3078	26,0156
15	0,4702	26,3404	0,4499	26,2998	0,46	26,32
20	0,6269	26,6538	0,603	26,606	0,6096	26,6192
30	0,9389	27,2778	0,9002	27,2004	0,9201	27,2402
40	1,254	27,908	1,206	27,812	1,219	27,838
50	1,516	28,432	1,516	28,432	1,532	28,464
60	1,878	29,156	1,8	29	1,838	29,076
70	2,217	29,834	2,102	29,604	2,136	29,672
80	2,431	30,262	2,4	30,2	2,447	30,294
90	2,788	30,976	2,701	30,802	2,753	30,906
100	3,032	31,464	3,031	31,462	3,063	31,526
104	3,156	31,712	3,134	31,668		
105	3,288	31,976				

Максимальне збільшення діаметру кишки до її розгерметизації становить 6 мм (збільшення діаметру до 31 мм).

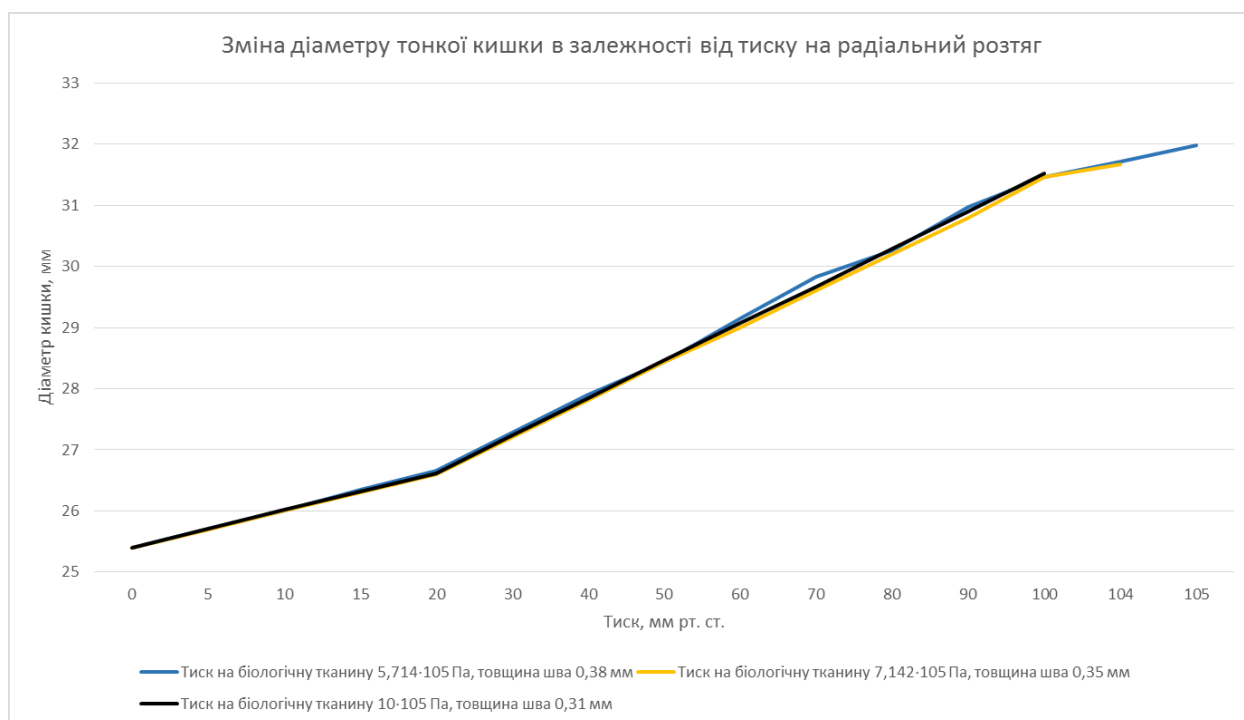


Рис. 3.3.7 – Залежність діаметру тонкої кишки від тиску при радіальному розтягу

Так, можемо бачити на графіку (рис. 3.3.7), що зміна діаметру кишки внаслідок радіального розтягу не залежить від товщини зварного анастомозу, але лінійно залежить від тиску, що діє на внутрішні стінки кишки. Максимальне значення діаметру кишки до її розгерметизації становить 31 мм, тобто збільшення діаметру становить 6 мм. А от граничний тиск, при якому і відбувається розгерметизація кишки відрізняється у моделей з різною товщиною шва (табл. 3.3.2).

Також видно, що кишка витримує значні радіальні навантаження. Так, для тонкої кишки з товщиною зварного шва 0,38 мм граничним значенням тиску є 105 мм рт. ст. або ж 0,14 МПа (рис. 3.3.8), при якому відбувається розгерметизація кишки (на епюрах на рис. 3.3.8, рис. 3.3.9 та рис. 3.3.10 розгерметизація позначена червоним кольором). Для кишки з товщиною зварного шва 0,35 мм граничним значенням тиску є 104 мм рт. ст. або ж 0,138 МПа (рис. 3.3.9), а при товщині шва 0,31 мм граничним значенням тиску є 100 мм рт. ст. або ж 0,13 МПа (рис. 3.3.10).

При чому, при більшій товщині шва граничний тиск розгерметизації кишки також є більшим, тобто спостерігається лінійна залежність. Це може пояснюватись таким собі стримуючим ефектом, що чинить зварний шов при надуванні кишки.

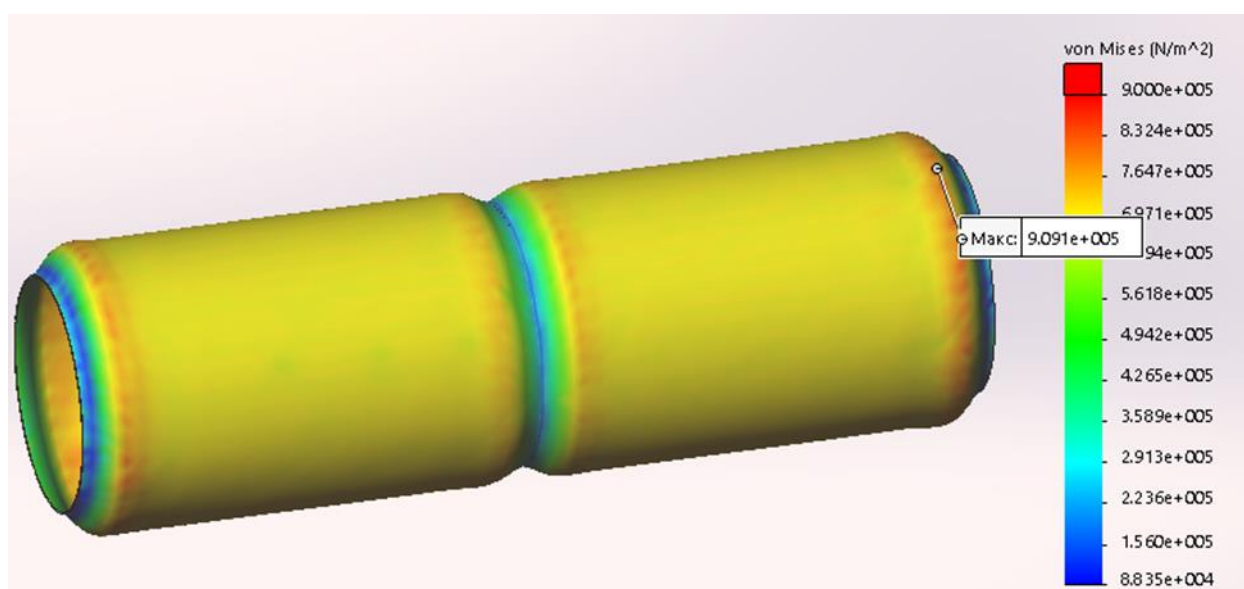


Рис. 3.3.8 – Епюра напружень при граничному тиску 105 мм рт. ст., товщина шва 0,38 мм

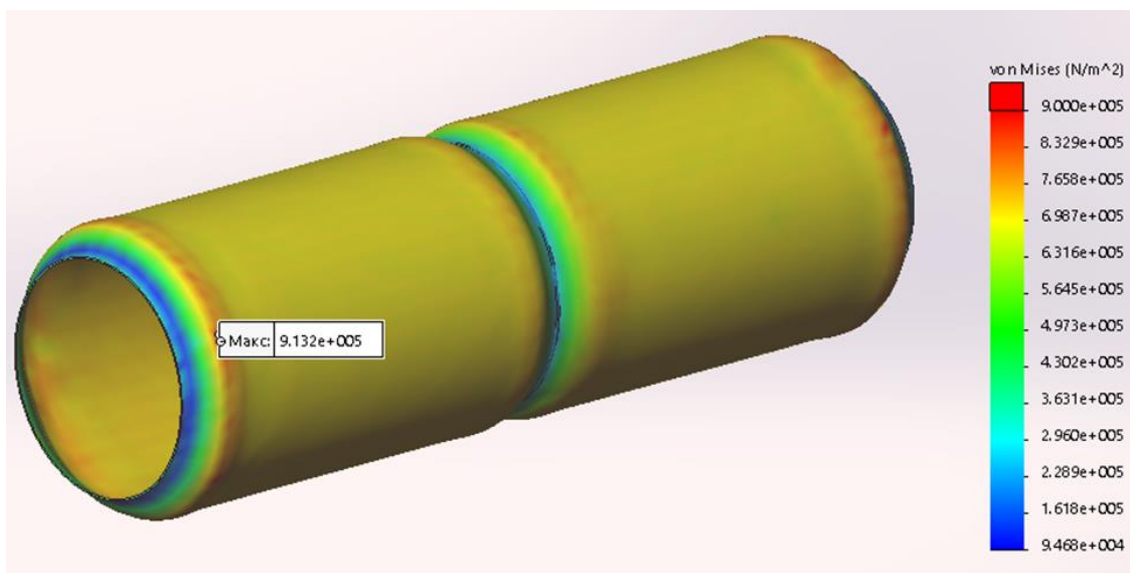


Рис. 3.3.9 – Епюра напружень при граничному тиску 104 мм рт. ст., товщина шва 0,35 мм

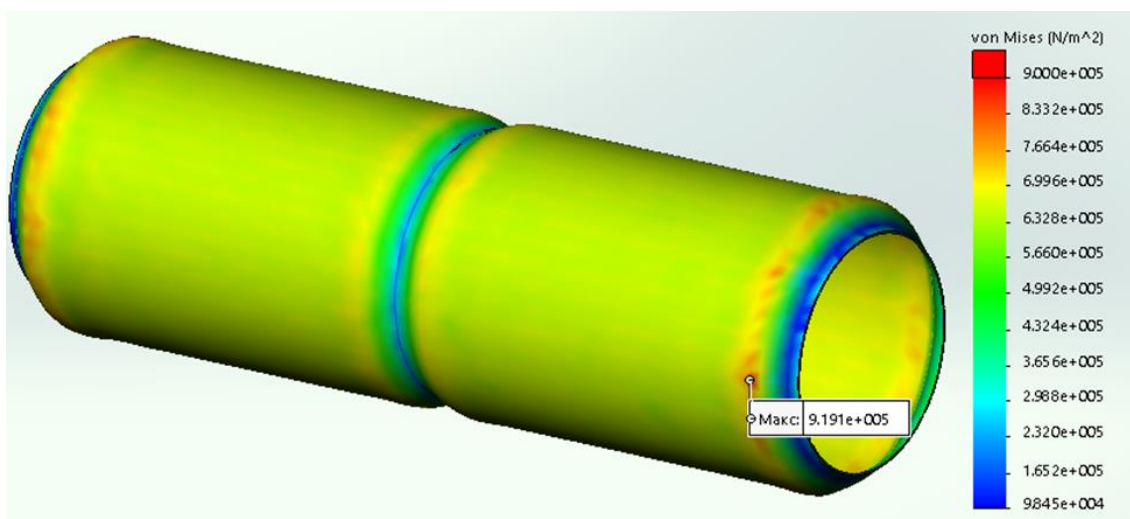


Рис. 3.3.10 – Епюра напружень при граничному тиску 98 мм рт. ст., товщина шва 0,31 мм

Таблиця 3.3.2 – Значення величини діаметру і заданого тиску при радіальному розтягу моделі тонкої кишки

Тиск електродів на біологічну тканину, МПа	Товщина шва, мм	Граничний тиск радіального розтягу, мм рт. ст.	Максимальний діаметр*, мм
0,5714	0,38	105	31,976
0,7142	0,35	104	31,668
1	0,31	98	31,526

*Початковий діаметр кишки становить 25 мм

Значення граничного тиску розгерметизації кишки є значно більшими від тиску, який природньо розтягує кишку в організмі людини. Так тиск, що відповідає середній амплітуді найбільш частих скорочень кишок за цикл становить близько 7 кПа. Тонічне напруження в верхньому і нижньому стравохідних сфінктерах, «замикаючих» стравохід з обох сторін становить 20-30 см вод. ст. (близько 2-3 кПа). А первинна хвиля перистальтики, що виникає при ковтанні створює тиск приблизно 70-90 см вод. ст. (близько 7-9 кПа) і може сягати 14 кПа [14].

При порівнянні отриманих даних з даними, що були отримані при проведенні практичного дослідження [32], можна бачити певні відмінності (рис. 3.3.11). Таке відхилення ймовірно пов'язане з неточністю вимірювання товщини кишки при проведенні експерименту на практиці.

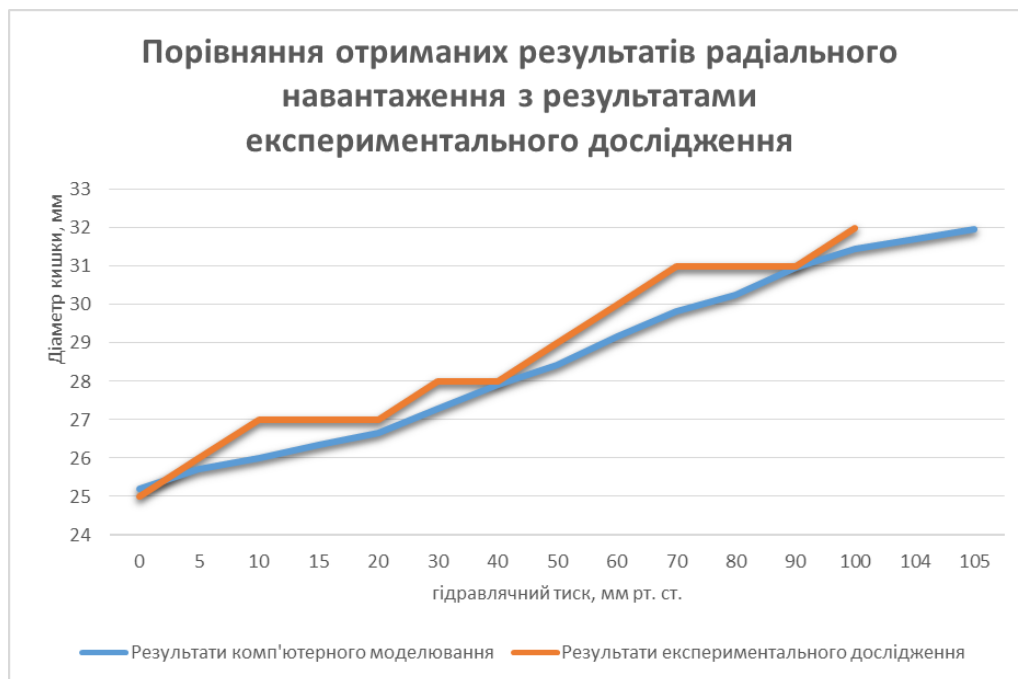


Рис. 3.3.11 – Графік порівняння отриманих результатів з експериментальними

Також з отриманого графіку видно, що при експериментальному дослідженні не є можливим виміряти зміну діаметру кишки з точністю більш як 1 мм, що в результаті дає дані, які потребують апроксимації, тоді як результати комп'ютерного моделювання вказують на точні зміни діаметру (табл. 3.3), внаслідок чого можна спостерігати плавний процес надування кишки на графіку. Це в свою чергу, знову ж таки, підкреслює доцільність проведення комп'ютерних

досліджень, що дозволяють вимірювати і будувати моделі з точністю то мікрометрів.

3.4 Електричні та теплові процеси при моделюванні зварки

Для електричного та теплового аналізу використовувався, доповнення SolidWorks EMS. Він проводиться задля визначення температури тканини кишки під електродами при зварювання, а також градієнту потенціалу та щільності струму.

Так, для дослідження цих характеристик було використано три моделі зі зварними швами різної товщини (див. табл. 3.2 та рисунок 3.2.4). До цих моделей було додано мідні електроди, з пункту 3.1, та створено збірку з кожної з отриманих моделей. Отриманий результат зображено на рисунку 3.4.1.

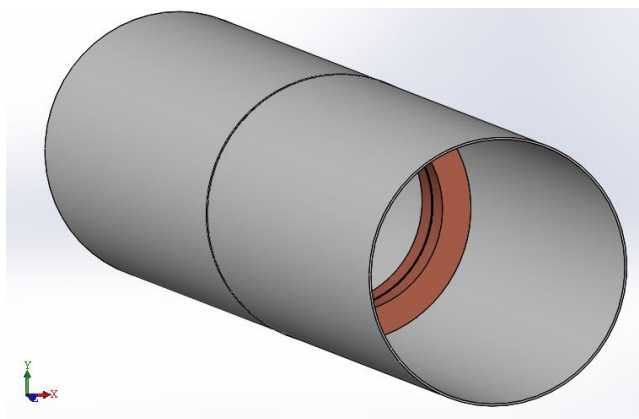


Рисунок 3.4.1 – Модель тонкої кишки з товщиною шва 0,31 мм та мідними електродами

Далі було налаштовано відповідний матеріал для кожного з побудованих твердих тіл. Так матеріал для електродів обирався з бази даних доповнення SolidWorks EMS (рис. 3.4.2). Для тонкої кишки був створений власний матеріал (рис. 3.4.3) із заданими характеристиками використовуючи дані з бази даних SolidWorks EMS та практичного дослідження [32].

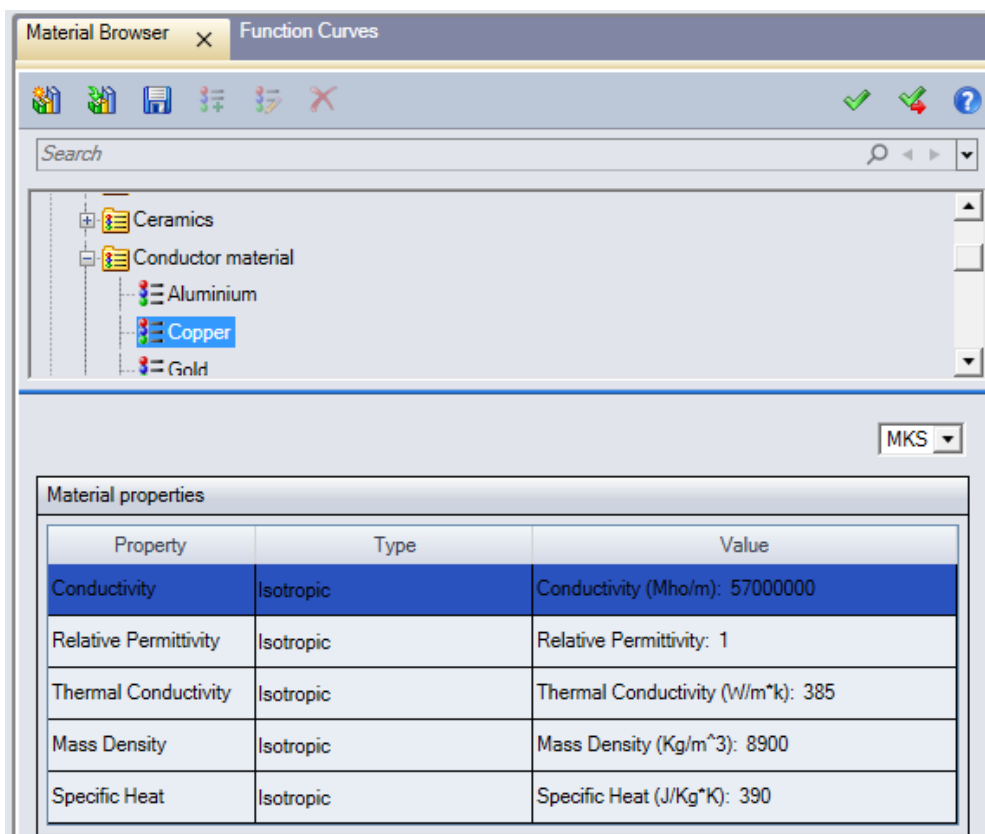


Рисунок 3.4.2 – Характеристики матеріалу для електродів

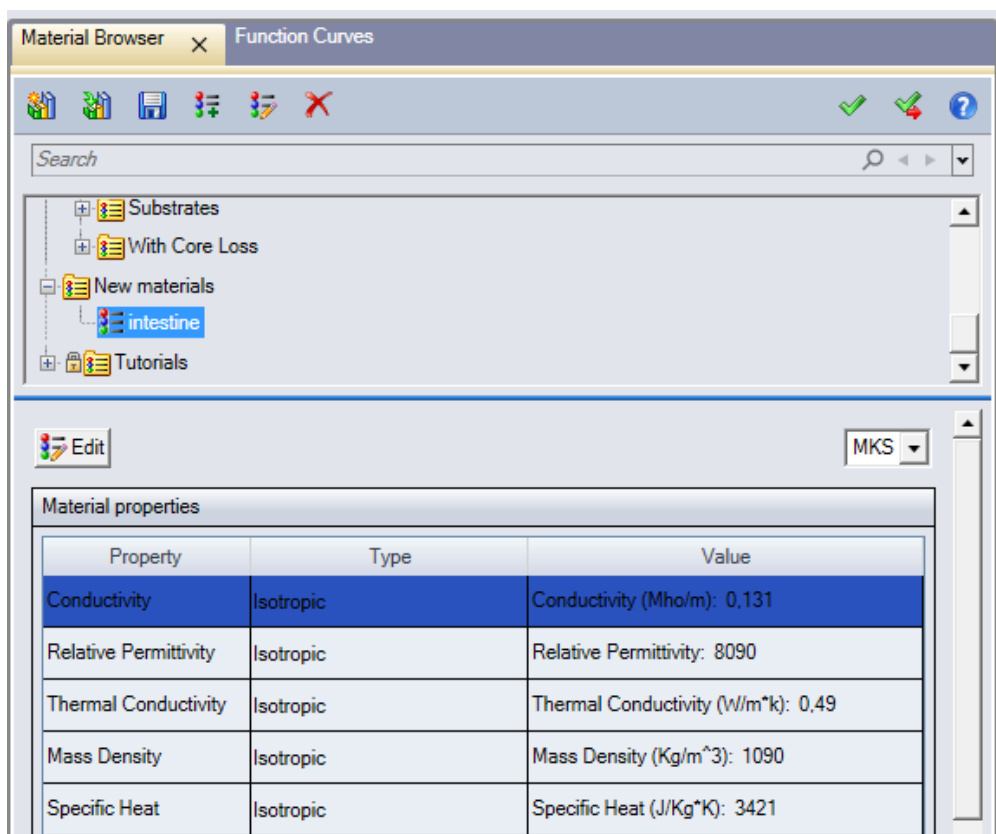


Рисунок 3.4.3 – Характеристики матеріалу для тонкої кишки

Так, було змодельовано навантаження на електроди напругою $U = 40$ В (на один електрод задавалась напруга 20 В, а на другий – -20В) та частотою $f = 66$ Гц. Задано загальний час впливу 3 с з кроком 0,1 с.

Задання та розподіл напруги у всіх випадках є однаковим, його можна бачити на рисунку 3.4.4.

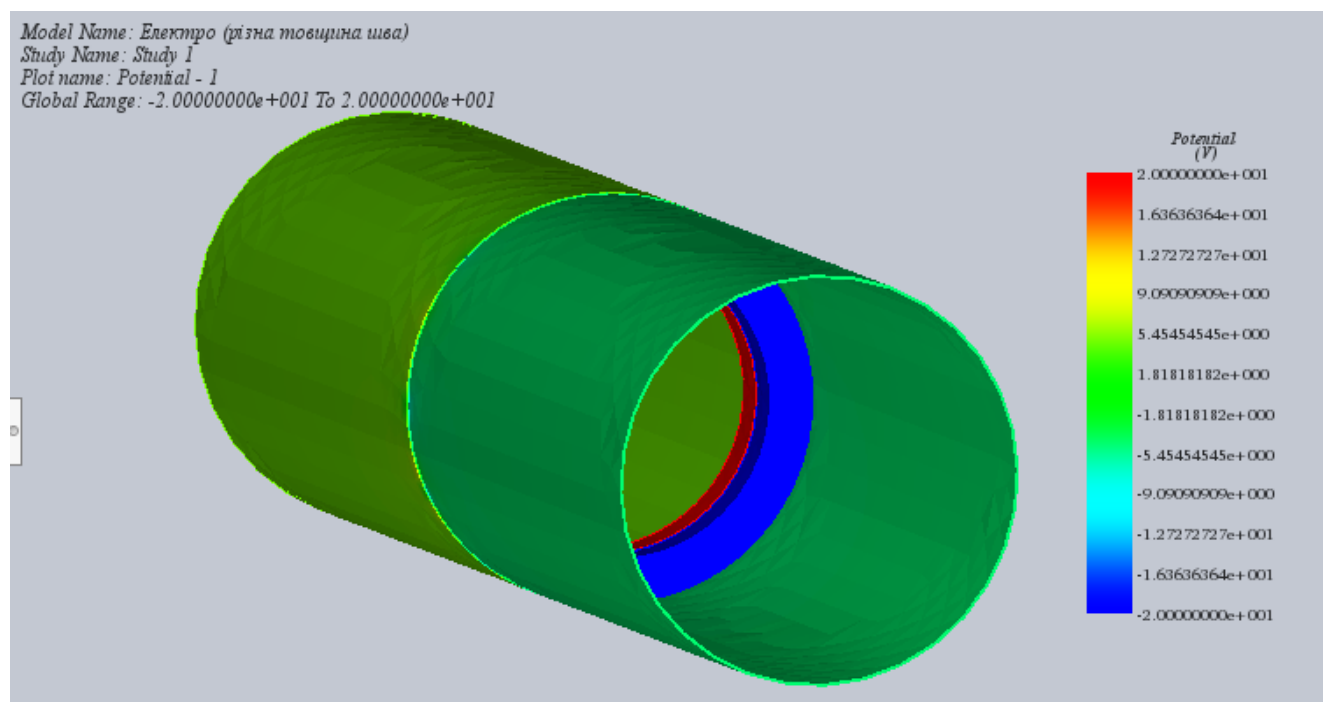


Рисунок 3.4.4 – Епюра розподілу напруги тканинами тонкої кишки та електродами під час моделювання зварки

З епюри розподілу щільності струму (рис 3.4.5) можна бачити, що найбільша щільність струму $1,9$ А/см² спостерігається на мідних електродах та тканині кишки, «зажатій» між ними. Щільність струму на шві з зовнішнього боку тканини кишки становить $0,5$ А/см².

З епюри розподілу напруженості електричного поля (рис. 3.4.6) видно, що під вплив полі потрапляються лише тканини зварного анастомозу та самі мідні електроди. Здорові тканини кишки залишаються у спокої.

Також було отримано епюри розподілу температури в тканинах (додаток В). З рисунків В.1 та В.2 можна бачити розподіл в тканинах шва при зварюванні з тиском $5,714 \cdot 10^5$ Па і, відповідно, товщиною шва 0,38 мм. З рисунків В.3 та В.4

можна бачити розподіл в тканинах шва при зварюванні з тиском $7,142 \cdot 10^5$ Па і, відповідно, товщиною шва 0,35 мм. А на рисунках В.5 та В.6 представлено розподіл в тканинах шва при зварюванні з тиском $10 \cdot 10^5$ Па і, відповідно, товщиною шва 0,31 мм.

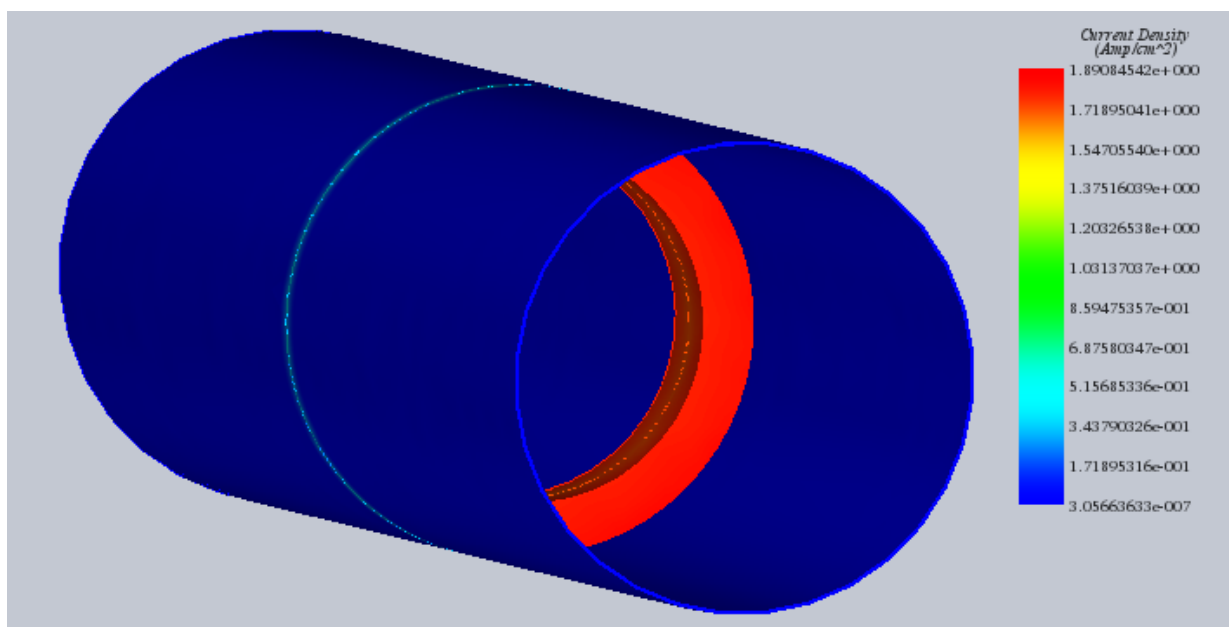


Рисунок 3.4.5 – Епюра розподілу щільності струму при моделюванні зварки з тиском $10 \cdot 10^5$ Па, тривалістю 2 с

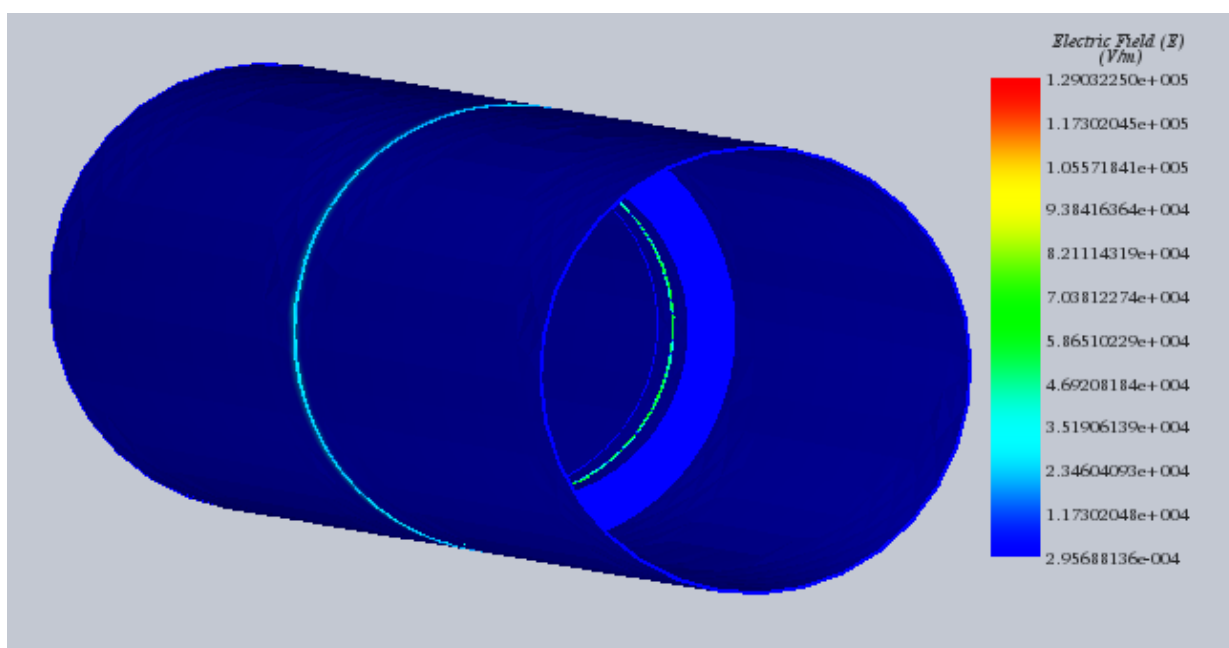


Рисунок 3.4.6 – Епюри розподілу напруженості електричного поля при моделюванні зварки з тиском $10 \cdot 10^5$ Па, тривалістю 2 с

За отриманою епюрою градієнту розподілу температури (рис. 3.4.7) спостерігається, що зміна температури відбувається лише у місці зварки, тоді як здорові тканини лишаються без змін.

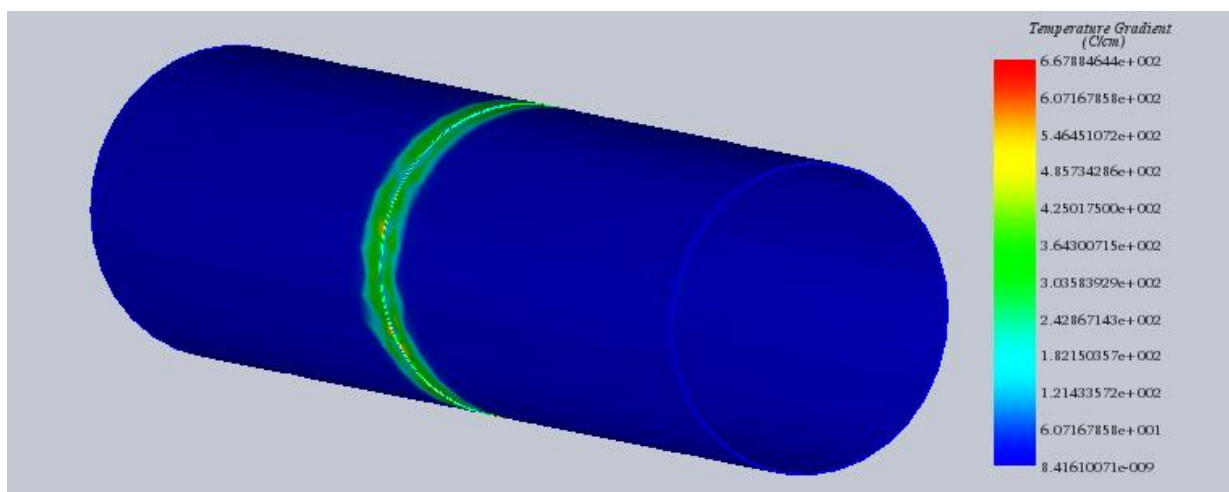


Рисунок 3.4.7 – Епюра зміни градієнту температури при моделюванні зварки з тиском $10 \cdot 10^5$ Па, тривалістю 2 с

Так, видно, що найбільша температура на тканинах шва (рис. 3.4.8, на епюрі позначено червоним кольором) знаходиться саме на зовнішньому боці тканин кишки (куди внаслідок зварювання «вибирає» новоутворений шов).

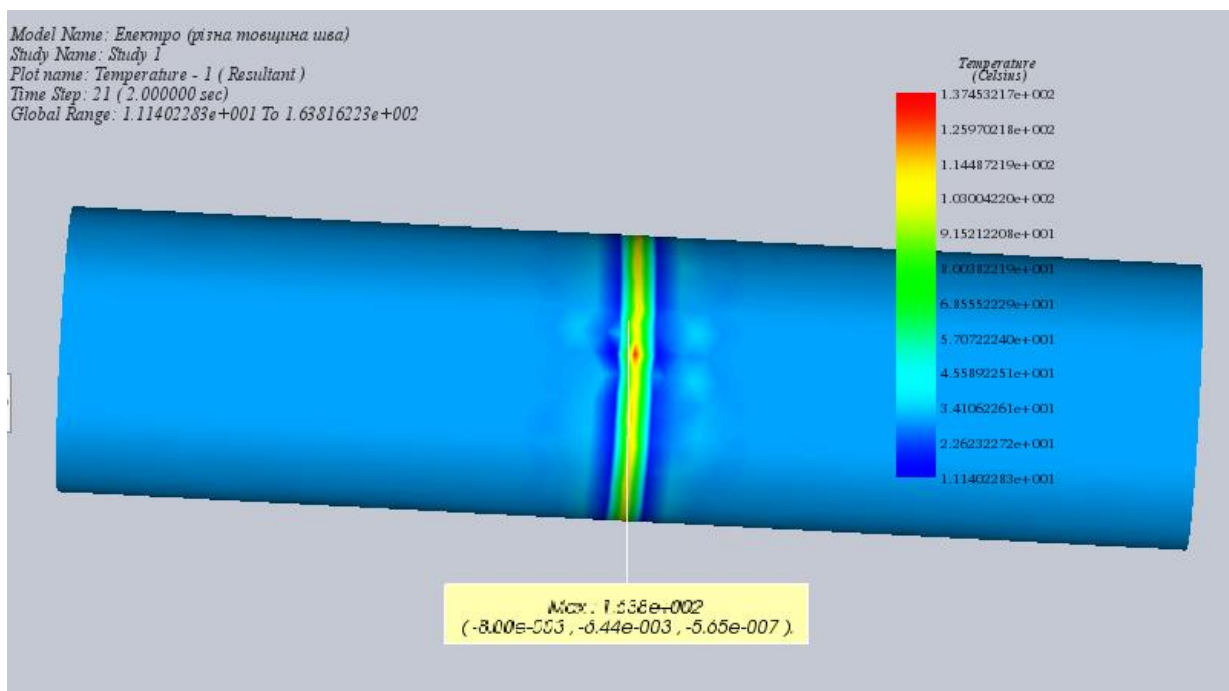


Рисунок 3.4.8 – Результати температурного аналізу при зварці з тиском $10 \cdot 10^5$ Па, тривалістю 2 с

Після аналізу отриманих епюр було отримано дані максимальної температури тканини кишки при тривалості зварці 1 с та 2 с, а також температуру самих електродів при тих же тривалостях процедури (табл. 3.4.1) в залежності від тиску електродів на біологічну тканину, і відповідно, розмірів утвореного шва.

Таблиця 3.4.1 – Значення температури тканини та електродів

Тиск на біологічну тканину, 10^5 Па	Товщина шва, мм	Максимальна температура тканини, °C		Температура електродів, °C	
		Тривалість 1 с	Тривалість 2 с	Тривалість 1 с	Тривалість 2 с
5,714	0,38	121,9	147,8	49,3	81,4
7,142	0,35	125,9	154,1	54,6	86,3
10	0,31	131,9	163,8	61,2	95,1

Так, можна бачити (рис. 3.4.9), що температура тканин при моделюванні зварки прямо залежить від тривалості проведення процедури, а також прямо пропорційна до тиску електродів на тканину кишки. Зі збільшенням тиску на тканини кишки, зменшується товщина майбутнього шва, і відповідно температура зварного анастомозу при певній тривалості впливу збільшується.

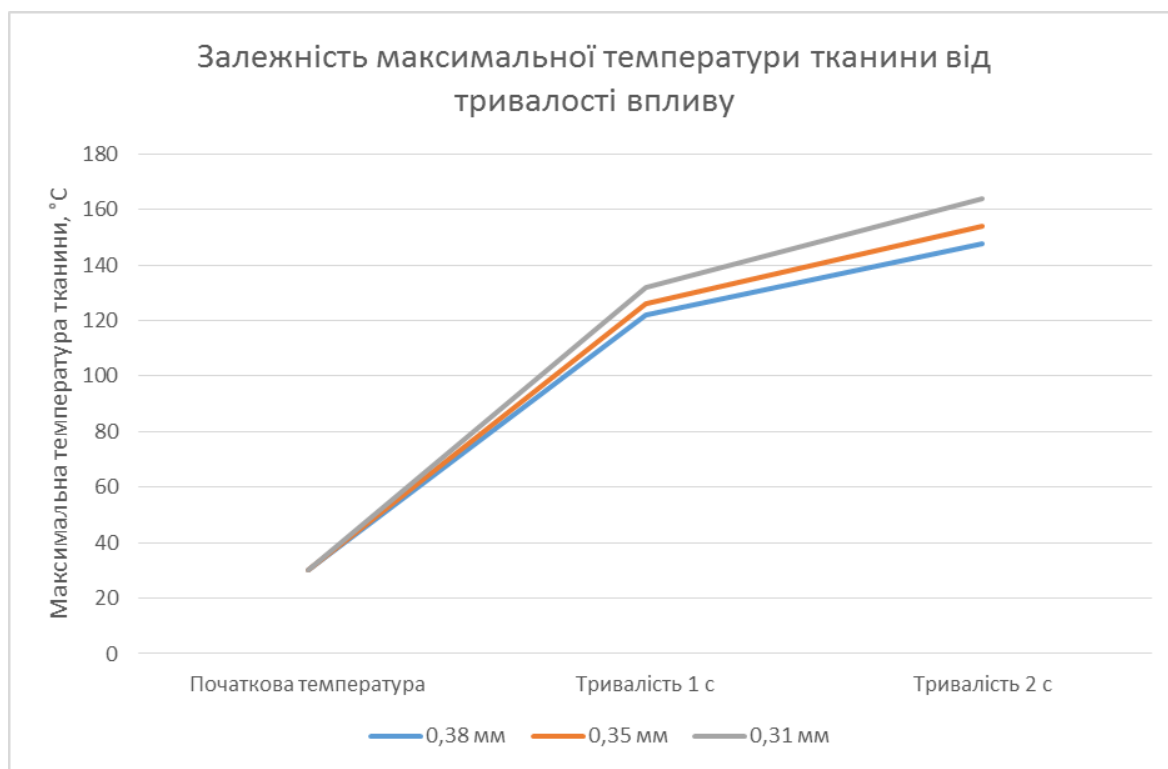


Рисунок 3.4.9 – Зміна максимальної температури тканини в залежності від тривалості впливу для різної товщини шва

Температура електродів (рис. 3.4.10), аналогічно температурі тканини, прямо залежить від товщини шва.

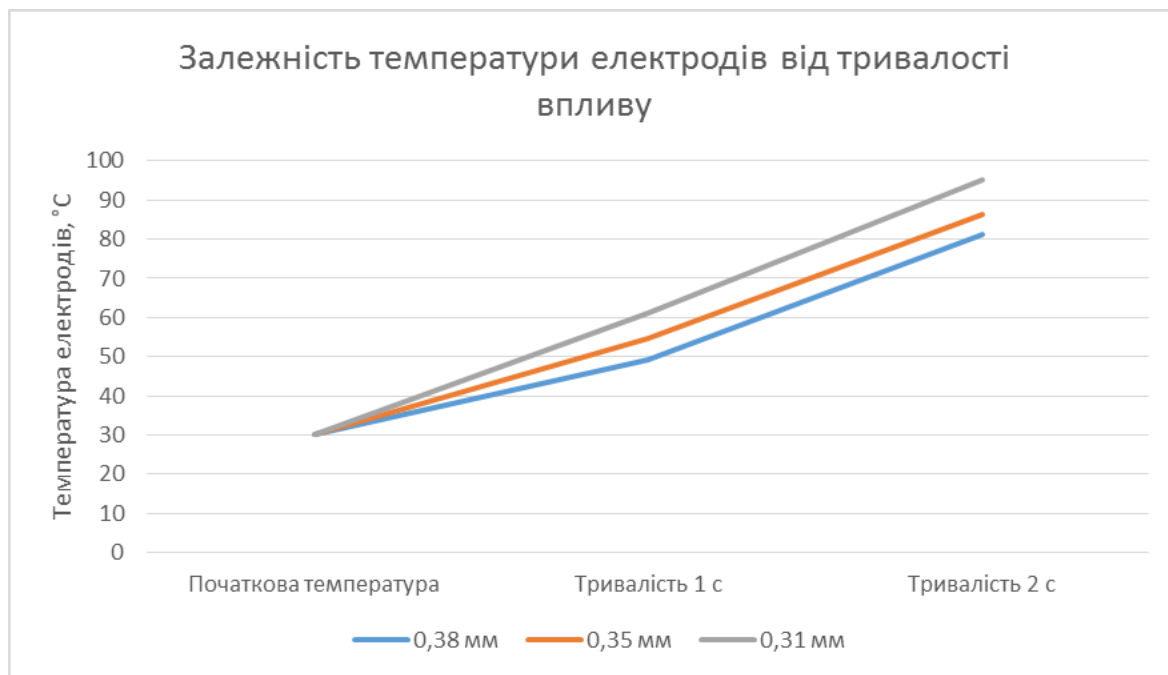


Рисунок 3.4.10 – Зміна температури електродів в залежності від тривалості впливу для різної товщини шва

На графіку можна спостерігати, що зі зменшенням товщини шва, нагрів тканини відбувається швидше. Причому різниця стає все більше помітною при збільшенні тривалості впливу на біологічну тканину.

Висновок до розділу 3

Для визначення товщини зварного анастомозу було побудовано 3D-модель кишки з мідними електродами у середовищі SolidWorks, було проведено моделювання тиску на тканину кишки при одномоментній зварці кишки у трьох варіаціях та створено відповідні матеріали для тканин кишки і утвореного внаслідок зварки шва.

Після проведення моделювання було розраховано геометричні характеристики утворених швів, та побудовано моделі кишки з деформованими анастомозами відповідних розмірів.

При дослідженні міцності анастомозів при радіальному розтягу було відмічено, що зміна діаметру кишки прямо залежить від значення тиску, що діє на неї, і не залежить від товщини зварного шва. Також отримано, що зварний шов витримує більші навантаження ніж сама кишка, в якій відбувається розгерметизація за тиску 0,13 МПа.

Після проведення електро-термічного аналізу було отримано, що електричне поле, щільність струму та потенціал розподіляються у тканинах утвореного шва та самих мідних електродах, не займаючи при цьому здорові тканини кишки. Вже на першій секунді впливу температура у тканинах шва сягає 130 °C, що забезпечує зварювання тканин під тиском електродів. Найбільша температура, що спостерігалась при моделюванні зварки сягала 163 °C, і була отримана при зварці найтоншого шва, з отриманих тривалістю 2 с. Також було відмічено, що зі зменшенням товщини шва, температура в тканині та електродах збільшується швидше.

РОЗДІЛ 4

РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ

Даний стартап-проект необхідний для полегшення визначення характеристик зварного анастомозу кишечника, міцності, геометричних характеристик та ін., а також для проведення подальших наукових досліджень функціонування кишечника зі зварним швом.

Проект розробляється під використання науковцями для подальших досліджень навантажень на зварні шви кишечника при радіальному навантаженні. Даний проект виконується для держбюджетної теми «Науково-технічні засади створення приладів контактного зварювання біологічних тканин імпульсами постійного струму» (№ держреєстрації 0119U100189). Термін виконання: 01.01.2019 р. – 31.12.2020 р.

Даний стартап-проект розроблявся з використанням необхідної методичної літератури [33].

4.1 Опис ідеї проекту

Зміст ідеї, можливі напрямки застосування, основні переваги, які зможе отримати користувач представлено у таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Цінність для споживачів
Аналіз навантажень на зварний анастомоз кишечника при радіальному навантаженні	1.Вимірювання точних геометричних характеристик зварного шва після зварки із заданими характеристиками	Оцінка характеристик шва, які неможливо оцінити при практичних дослідженнях
	2.Дослідження міцності зварного анастомозу кишечника при радіальному навантаженні	Аналіз характеристик шва при навантаженнях на кишку, близьких до реальних

Аналіз ринку показав, що фактично потенційні конкуренти відсутні. Подібних 3D-моделей, що дозволять отримати точні характеристики та аналіз навантажень при умовах, близьких до реальних, у вільному доступі немає. Альтернативою використання розробленої 3D-моделі є натурне експериментальне дослідження.

Порівняльна характеристика розробленої системи та ймовірних конкурентів наведена в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проєкту

№	Техніко-економічні характеристики ідеї	(Потенційні) товари/концепції конкурентів		W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проєкт	Експериментальне дослідження			
1.	Надійність	Не обмежений термін дії	Використання живого матеріалу, термін обмежений			+
2.	Ергономічність	Легкість використання моделі	Необхідність постійного поновлення натурних елементів досліджень			+
3.	Технологічні	Можливість проведення будь-якого дослідження	Обмеженість деяких досліджень через етичні питання при використанні «живого» матеріалу			+
4.	Цільова аудиторія	Наукові організації, медичні інститути	Наукові організації, медичні інститути		+	
5.	Економічність	Необхідність витрат лише на комп'ютер на програмне забезпечення	Необхідність постійного поновлення натурального матеріалу та наявність спеціальної техніки			+
6.	Використання в медицині	Використання для дослідження поведження зварного анастомозу при навантаженнях, близьких до реальних	Використання для дослідження поведження зварного анастомозу при навантаженнях, близьких до реальних		+	

Визначений перелік слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї потенційного товару є підґрунтям для формування його конкурентоспроможності. Як можна бачити в таблиці 3.2, розроблений продукт має багато сильних сторін, що говорить про хороші перспективи на ринку, у порівнянні з конкурентами.

4.2 Технологічний аудит ідеї проєкту

В таблиці 4.3 проведено аудит технологій, за допомогою яких можна реалізувати ідею проєкту та визначено технологічну здійсненність ідеї проєкту.

Таблиця 4.3 – Технологічна здійсненність ідеї проєкту

№	Ідея проєкту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Розробка 3D-моделі зварного анастомозу тонкого кишечника	Створення моделі у середовищі SolidWorks	Наявна	Доступна
2.	Моделювання процесу одномоментної високочастотної зварки тонкої кишки	Доповнення EMS (electromagnetic field simulation) SolidWorks	Наявна	Доступна
3.	Аналіз міцності зварного анастомозу при радіальному навантаженні	Доповнення SolidWorks Simulation	Наявна	Доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проєкту: обрано використання середовища SolidWorks з доповненнями EMS та Simulation				

Як можна бачити з наведеної вище інформації, технологічна можливість реалізації проєкту наявна.

4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проєкту

Проаналізувавши ринкові можливості, що можна використати при впровадженні проєкту, можна спланувати напрями його розвитку.

В таблиці 4.4 наведено наявність попиту на продукцію, виходячи з аналізу ринку.

Таблиця 4.4 – Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проєкту

№	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1.	Кількість головних гравців, од	Ідентичні є відсутніми
2.	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	-
3.	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4.	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Немає
5.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Відсутні
6.	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	20-25 %

Ринок є доволі специфічним, але конкуренти в даній галузі практично відсутні. Також ринок є привабливим для використання нових методів.

Дані про обсяг продаж подібних моделей на ринку є недоступними.

В таблиці 4.5 наведені потенційні групи клієнтів та їх характеристики, а також сформовано орієнтовний перелік вимог до товару для кожної категорії споживачів.

Таблиця 4.5 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проєкту

№	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1.	Необхідність проведення наукових досліджень	Наукові організації, медичні інститути	Поведінку клієнтів формує необхідність нових рішень та методів наукових досліджень. Особливостей купівлі та експлуатації товару немає	<ul style="list-style-type: none"> - висока точність аналізу - можливість проведення різних досліджень - просте встановлення продукту - можливість зручно змінювати вихідні параметри моделі

Після визначення цільової аудиторії та потенційних груп клієнтів було проведено аналіз ринкового середовища. Так, у таблицях 4.6 та 4.7 в порядку зменшення значущості подано фактори, що сприяють ринковому впровадженню проєкту, а також фактори, що йому перешкоджають.

Таблиця 4.6 – Фактори загроз

№	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Поява конкурентів	Захоплення галузі медицини вже існуючими компаніями	- реклама - розширення функціоналу моделі
2.	Малий обсяг продаж	Несприйняття ринком нової методики як заміни вже існуючим	- участь у наукових конференціях - укладання договорів з державними структурами - проведення наукових досліджень для доведення ефективності використання моделі

Таблиця 4.7 – Фактори можливостей

№	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Автоматизація медицини	Збільшення точності вимірювання характеристик та аналізу напружень	- покращення характеристик моделі
2.	Відсутність біоетичних питань	Відсутність необхідності використання «живого» матеріалу для досліджень	- покращення характеристик моделі - ускладнення моделі для приближення її до реальних умов
3.	Розвиток наукових досліджень	Застосування нової методики для подальшого розвитку галузі	- введення нових функцій в модель на вимогу клієнтів
4.	Легкість використання	Зручність інтерфейсу програми	- підлаштування формату виведення даних, інтерфейсу програми та ін. під спеціалізованих клієнтів

В таблиці 4.8 наведений аналіз пропозиції та визначаються загальні риси конкуренції.

Таблиця 4.8 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Вказати тип конкуренції - олігополія	На ринку існує декілька варіантів проведення подібних досліджень	- покращення характеристик моделі та обслуговування - введення нових функцій в модель на вимогу клієнтів - підлаштування даних під спеціалізованих клієнтів

Продовження таблиці 4.8

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
2. За рівнем конкурентної боротьби - національний	Продукт виводиться на ринок в межах країни	- участь в наукових конференціях - реклама
3. За галузевою ознакою - внутрішньогалузева	Економічна боротьба в одній галузі медицини – пропонуються технології, що задовольняють одну потребу, але мають певні відмінності	- вивчення продуктів конкурентів - використання функцій, технологій та особливостей, не запропонованих конкурентами
4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-видова	Конкуренція на рівні технологій Задоволення потреб.	- використання функцій, технологій та особливостей, не запропонованих конкурентами
5. За характером конкурентних переваг - нецінова	Головною конкурентною перевагою є унікальність запропонованої моделі	- використання функцій, технологій та особливостей, не запропонованих конкурентами
6. За інтенсивністю - не марочна	Роль торгової марки незначна	- можливість співпраці з різними торговими марками - реклама

В таблиці 4.9 подано більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі за моделлю 5 сил М. Портера.

Таблиця 4.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Натурне експериментальне дослідження		Відсутні	Постачається безпосередньо розробниками продукту	Необхідна висока точність вимірювання	Немає
Висновок	Мала інтенсивність конкуренції, оскільки конкурентною перевагою є унікальність запропонованої моделі	Відсутні	Постачальники не диктують умови роботи на ринку	- введення нових функцій в модель на вимогу клієнтів - підлаштування початкових даних під вимоги користувачів	Немає

Так як конкуренція є неінтенсивною, то ринок є привабливим для подальшого освоєння. Головною сильною стороною продукту є унікальність

запропонованої методики, точність вимірювання та відсутність біоетичних питань при дослідженнях.

У таблиці 4.10 наведено перелік факторів конкурентоспроможності на основі аналізу конкуренції з урахуванням характеристик ідеї проєкту, а також вимог споживачів до товару та факторів маркетингового середовища.

Таблиця 4.10 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проєктів значущим)
1.	Точність	Використання комп'ютерних технологій дозволяє забезпечити точність, яку неможливо виміряти експериментально
2.	Ступінь задоволення потреб користувача	Продукт є інформативним та легким у користуванні
3.	Галузева направленість	Продукт розроблений під використання дослідниками у галузі медицини
4.	Ціна	Необхідність лише ПЗ, без жодних додаткових установок та апаратів

У таблиці 4.11 наведений аналіз сильних та слабких сторін проєкту за раніше визначеними факторами конкурентоспроможності. При чому основний конкурент, а саме проведення натурного експериментального дослідження у даній таблиці позначено як К.

Таблиця 4.11 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проєкту

№	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з розробленим продуктом						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1.	Точність	20		К					
2.	Ступінь задоволення потреб користувача	20			К				
3.	Галузева направленість	18				К			
4.	Ціна	20	К						

У таблиці 4.12 наведено складену матрицю аналізу сильних та слабких сторін, загроз та можливостей (SWOT-аналізу) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін, наведених у таблиці 4.11.

Таблиця 4.12 – SWOT-аналіз стартап-проєкту

Сильні сторони: <ul style="list-style-type: none"> – Якісний продукт з високою точністю – Необхідність лише ПЗ для проведення досліджень – Легкість використання – Відсутність біоетичних питань – Можливість проведення великої кількості досліджень 	Слабкі сторони: <ul style="list-style-type: none"> – Обмежена галузь застосування – Необхідність знань ПЗ
Можливості: <ul style="list-style-type: none"> – Наукові дослідження – Автоматизація медицини – Легкість використання – Відсутність біоетичних питань 	Загрози: <ul style="list-style-type: none"> – Малий обсяг продаж – Поява конкурентів – Обмежений сегмент споживачів

На основі SWOT-аналізу розроблено альтернативи ринкової поведінки для виведення проєкту на ринок, а також орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації.

У таблиці 4.13 наведено аналіз з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів.

Таблиця 4.13 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проєкту

№	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1.	Розробка комплексу моделі та методики проведення досліджень, проведення наукового дослідження, підтвердження ефективності роботи моделі, участь в наукових конференціях, створення реклами, залучення інвесторів, налагодження системи, вихід на ринок.	80%	2 роки
2.	Розробка моделі та методики проведення досліджень, створення реклами, пошук інвесторів, проведення наукового дослідження, підтвердження ефективності комплексу, участь в наукових конференціях, налагодження системи, вихід на ринок.	60%	3 роки

На основі аналізу альтернатив ринкового впровадження стартап-проєкту було обрано перший комплекс заходів ринкової поведінки.

4.4 Розроблення ринкової стратегії проєкту

У таблиці 4.14 наведено опис цільових груп потенційних споживачів, оскільки розроблення ринкової стратегії передбачає в першу чергу визначення стратегії охоплення ринку.

Таблиця 4.14 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

№	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1.	Наукові організації	Готові	Високий	Середня	Низька складність
2.	Медичні інститути	Готові	Середній	Низька	Низька складність
Які цільові групи обрано: №1 «Наукові організації» та №2 «Медичні інститути»					

Враховуючи, що планується робота із кількома сегментами, розробляючи для них окремо програми ринкового впливу, то використовується стратегія диференційованого маркетингу.

Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформувати базову стратегію розвитку, яка подана у таблиці 4.15.

Таблиця 4.15 – Визначення базової стратегії розвитку

№	Обрана альтернатива розвитку проєкту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1.	Доведення ефективності застосування моделі, участь в наукових конференціях, після чого залучення інвесторів та вихід на ринок	Стратегія диференційованого маркетингу	Головним фактором конкурентоспроможності є унікальність запропонованої методики, точність вимірювання та можливість проведення досліджень, близьких до реальних та відсутність біоетичних питань	Стратегія диференціації

У таблиці 4.16 наведений вибір стратегії конкурентної поведінки.

Таблиця 4.16 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№	Чи є проєкт «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
1.	З урахуванням галузі – так	Шукати нових – галузь медицини	Проведення аналогічних досліджень іншими методами	Стратегія заняття конкурентної ніші

На основі вимог споживачів з обраних сегментів (табл. 4.14), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (табл. 4.15) та стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16) була розроблена стратегія позиціонування (табл. 4.17). Вона полягає у формуванні ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати проєкт.

Таблиця 4.17 – Визначення стратегії позиціонування

№	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проєкту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проєкту (три ключових)
1.	Висока точність вимірювання, простота користування	Стратегія диференціації	Точність вимірювання, що неможливо отримати експериментально, відсутність біоетичних питань, можливість проведення великої кількості досліджень, відсутність необхідності додаткового обладнання	Швидке автоматизоване дослідження, відсутність необхідності «живого» матеріалу та додаткового обладнання, легкість використання ПЗ

Отже, ключовими позиціями проєкту є:

- швидке автоматизоване дослідження;
- відсутність необхідності «живого» матеріалу та додаткового обладнання;
- легкість використання ПЗ.

4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проєкту

У таблиці 4.18 подані результати попереднього аналізу для подальшого формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач.

Таблиця 4.18 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1.	Визначення характеристик зварного анастомозу	Точність вимірювання, що неможлива при натурному експерименті	Використання комп'ютерних технологій, а саме 3D-моделювання
2.	Ціна	Для роботи з продуктом необхідне лише відповідне ПЗ	Не потребує жодного додаткового обладнання, а також використання «живого» матеріалу
3.	Проведення великої кількості досліджень	Можна проводити дослідження незалежно від часу та умов, маючи лише необхідне ПЗ	Натурний експеримент потребує використання спеціальної апаратури у лабораторіях та «живого» матеріалу, що має термін придатності, на відміну від комп'ютерної моделі
4.	Зрозумілість та зручність	Інтуїтивний інтерфейс, зрозумілість виведених даних	Модель розроблено під використання у наукових дослідженнях

У таблиці 4.19 подано трирівневу маркетингову модель товару, з уточненням ідеї та складових продукту, і особливості надання розробленої моделі споживачу.

Таблиця 4.19 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові
I. Товар за задумом	Методика проведення досліджень міцності зварного анастомозу тонкого кишечника з використанням 3D-моделювання
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики:
	1. Точність вимірювання характеристик шва
	2. Проведення дослідження на радіальний розтяг
	3. Моделювання процесу зварки тонкого кишечника
III. Товар із підкріпленням	4. Аналіз міцності зварного анастомозу та тканин кишки
	Якість: доведена ефективність розробленої методики
	Пакування: -
	Марка: -
Захист товару буде організовано за рахунок захисту ідеї товару	До продажу: гарантія
	Після продажу: обслуговування програмного забезпечення, доставка

У таблиці 4.20 подано визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар.

Таблиця 4.20 – Визначення меж встановлення ціни

№	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на продукцію
1.	Замінники відсутні	Аналоги є лише у вигляді проведення натурального експерименту, що вимагає постійної купівлі «живого» матеріалу кишки, а також використання лабораторного обладнання та спеціалізованого персоналу	Низький	На виготовлення даної моделі було затрачено лише час розробника та обслуговування ПЗ, нижньою межею є 100\$. Верхньою межею, враховуючи ціну на подальшу підтримку моделі, є 200\$

У таблиці 4.21 наведено визначення оптимальної системи збуту, в межах якого приймається рішення:

- проводити збут власними силами або залучати сторонніх посередників (власна або залучена система збуту);
- вибір та обґрунтування оптимальної глибини каналу збуту;
- вибір та обґрунтування виду посередників.

Таблиця 4.21 – Формування системи збуту

№	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1.	Замовлення товару безпосередньо у виробника або на сайті	Встановлення контакту з клієнтом, прийняття замовлення, зберігання, відправка/доставка товару	Виробник - споживач	Розробник збуває споживачам безпосередньо або через веб-сайт

У таблиці 4.22 наведено розроблення концепції маркетингових комунікацій, що опирається на попередньо обрану основу для позиціонування та визначену специфіку поведінки клієнтів.

Таблиця 4.22 – Концепція маркетингових комунікацій

№	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1.	Ретельний підбір товару, використання продукту в дослідницьких інститутах	Інтернет, мобільний телефон	Індивідуальний підхід, низька ціна, висока точність вимірювання, простота розуміння отриманих результатів	Поширення інформації про продукт, донесення переваг до клієнтів, переконання в необхідності покупки даної моделі	Звернення, засноване на конкурентній перевазі, що засноване на унікальності пропозиції

Висновок до розділу 4

Є можливість ринкової комерціалізації проекту. Наявний попит на товар та рентабельність роботи на ринку. Розроблена модель з власною методикою проведення досліджень має переваги над конкурентами у вигляді унікальної пропозиції. В якості базової стратегії розвитку обрана стратегія диференціювання, а в якості стратегії конкурентної поведінки обрана стратегія заняття конкурентної ніші. З огляду на потенційні групи клієнтів є перспективи для входження на ринок. Отже, можна говорити про високу конкурентоспроможність продукту.

ВИСНОВКИ

При проведенні аналізу літературних джерел, було підмічено важливість оцінки міцності зварних анастомозів тонкого кишечника та певні складності при проведенні експериментальних досліджень, такі як необхідність спеціального обладнання, персоналу, матеріалу та біоетичні питання. Також внаслідок аналізу джерел були підібрані та обрані необхідні дані для побудови 3D-моделі тонкого кишечника, обрані характеристики для моделювання процесів і подальшого дослідження моделей.

Для моделювання та аналізу радіального розтягнення кишки зі зварним анастомозом було проведено комп'ютерне моделювання процесу зварювання за різного тиску електродів на біологічну тканину, розраховано результуючі товщини деформованого шва та проаналізовано міцність зварних анастомозів при зварній деформації.

Для кожної отриманої товщини деформованого шва було побудовано модель тонкої кишки зі зварним анастомозом відповідного розміру та проведено комп'ютерне моделювання радіального навантаження швів гідравлічним тиском різної величини.

При проведенні моделювання радіального навантаження було визначено, що при тиску в 0,13 МПа тканини кишки зазнають непоправних змін та рвуться, тоді як шов лишається герметичним. При чому збільшення діаметру кишки при комп'ютерному моделюванні навантаження відбувається плавніше, ніж при експериментальному дослідженні, що пояснюється більшою точністю вимірювання.

Після проведення електро-термічного аналізу було отримано, що електричний струм розподіляється у тканинах утвореного шва та самих мідних електродах, не займаючи при цьому здорові тканини кишки. Вже на першій секунді впливу температура у тканинах шва сягає 130 °C, що забезпечує зварювання тканин під тиском електродів. Найбільша температура, що спостерігалась при

моделюванні зварки сягала 163 °С, і була отримана при зварці найтоншого шва (товщиною 0,31 мм) при зварці тривалістю 2 с. Також було відмічено, що зі зменшенням товщини шва, температура в тканині та електродах збільшується швидше.

Результати свідчать про доцільність подальшого використання комп'ютерного моделювання для дослідження характеристик зварних швів. Заміна експериментальних досліджень на їх комп'ютерні аналоги здатна покращити точність аналізу, зменшити витрати на матеріали та обладнання, а також дослідити процеси, що відбуваються в тканинах і є важкодоступними для аналізу при реальних експериментах.

Таким чином, можна зробити висновок про можливість дослідження міцності зварних анастомозів за допомогою комп'ютерного моделювання, доцільність заміни живого матеріалу в дослідженнях на комп'ютерну модель, досліджено перспективи використання 3D-моделей для визначення точних характеристик розмірів швів та міцності, а також анімації процесів, що відбуваються в організмі людини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Патон Б. Е. Электрическая сварка мягких тканей в хирургии / Б. Е. Патон. // Автоматическая сварка. – 2004. – №9. – С. 1–11.
2. Взгляд на механическую прочность анастомоза / Ф. Ш.Алиев, С. Б. Азизов, П. И. Лейманченко, А. Г. Крутских. // Тюменский медицинский журнал. – 2014. – С. 52–55.
3. Подпратов С. С. Вплив перетворень у стінці тонкої кишки при створенні електрозварних анастомозів різного типу на розривну міцність з'єднання / С. С. Подпратов, С. Є. Подпратов, С. Г. Гичка, В. Г. Гетьман, А. В. Макаров, Г. С. Маринський, В. А. Ткаченко, С. В. Ткаченко, О. В. Чернець, Д. В. Тарнавський // Хірургія України. - 2018. - № 3. - С. 57-62. - Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/KhU_2018_3_12 (дата звернення 05.09.2020).
4. Явдошко О. С. Комп'ютерне моделювання безкровного розрізання живих тканин електрохірургічними затискачами та ножицями в хірургії [Електронний ресурс] / О. С. Явдошко, Ю. П. Стасюк, О. В. Лебедєв // Біомедична інженерія та електроніка 2(23). – 2019. DOI: 10.6084/m9.figshare.11368463. – Режим доступу до ресурсу: <http://journals.uran.ua/index.php/2311-1100/article/viewFile/188800/188208> (дата звернення: 10.09.2020).
5. Берестюк К. Р., Лебедєв О. В. Модель міцності зварного анастомозу тонкого кишечника при радіальному навантаженні у середовищі Solidworks // Біомедична інженерія та електроніка. – 2020. – № 2(25); DOI: 10.6084/m9.figshare.13298714. – Режим доступу до ресурсу: <http://journals.uran.ua/index.php/2311-1100/article/view/217369/217316> (дата звернення: 29.11.2020).
6. Функциональная гастроэтерология [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: <https://www.gastroscan.ru/handbook/117/406> (дата звернення 10.09.2019) – Анатомия тонкой кишки.

7. Городков С. Ю. Адаптированные анастомозы тонкой кишки у новорожденных (клинико-экспериментальное исследование) : автореф. дис. на получение науч. звания канд. мед. наук: спец. 14.00.35 "детская хирургия" / Городков С. Ю. – Москва, 2007. – 158 с.

8. Бліхарський Ю. З. Особливості резекції та анастомозу тонкої кишки в умовах загального перитоніту : дис. канд. мед. наук: 14.01.03 / Бліхарський Ю. З. – Львів, 2016. – 146 с.

9. Механические напряжения под нитью кишечного шва как причина нарушений микроциркуляции в области соустья. / В. И. Егоров, И. В. Счастливцев, Р. А. Турусов, А. О. Баранов// Анналы хирургии. – 2002. — № 3. – С. 66-73.

10. Профілактика неспроможності товстокишкових анастомозів при обтураційній непрохідності / М. М. Милиця, І. М. Ангеловський, М. Д. Постоленко, В. В. Солдусова. // ISSN 1681–2778. Шпитальна хірургія. Журнал імені Л. Я. Ковальчука. – 2016. – №4. – С. 11–13.

11. Мельник В. М. Хірургічна тактика при неспроможності швів міжкишкових анастомозів / В. М. Мельник, О. І. Пойда. // Клінічна хірургія. – 2016. – №6. – С. 8-12.

12. Бойко В.В. Неспроможність кишкових анастомозів / [В. В. Бойко, А. В. Леонов, І. А. Тарабан та ін.]. // KHARKIV SURGICAL SCHOOL. – 2013. – №6. – С. 5-8.

13. Профілактика неспроможності товстокишкових анастомозів при обтураційній непрохідності / [М. М. Милиця, І. М. Ангеловський, М. Д. Постоленко та ін.]. // ISSN 1681–2778. Шпитальна хірургія. Журнал імені Л. Я. Ковальчука. – 2016. – №4. – С. 11–13.

14. Хайдарова Л. Р. Биомеханический анализ анастомозов толстого кишечника / Л. Р. Хайдарова, Л. Ю. Коссович, А. А. Голядкина, А. В. Полиенко. // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2014 : материалы Всерос. школы-семинара. / под ред. проф. Д. А. Усанова. – Саратов: Изд-во Саратовский источник, 2014. – С. 134-136

15. Jinescu G. Traumatic colon injuries – factors that influence surgical management / G. Jinescu, I. Lica, M. Beuran // *Chirurgia (Bucur)*. – 2013. – Vol. 108(5). – P. 652–658.

16. Подпряттов С.С. Фізичні особливості електрозварного міжкишкового анастомозу / [С. С. Подпряттов, С. Є. Подпряттов, С. Г. Гичка та ін.]. // ISSN 2304-0041 *Хірургія дитячого віку*. – 2018. – С. 69–73.

17. Толстанов О. К. Електрозварювання живих м'яких тканин у дитячій хірургії: досвід та перспективи розвитку / [О. К. Толстанов, П. С. Русак, О. А. Данилов та ін.]. // *Хірургія дитячого віку*. – 2018. – №1 (58). – С. 28–36. DOI: 10.15574/PS.2018.58.28.

18. Бабий А. М. Опыт применения отечественной высокочастотной электросваривающей технологии в хирургическом лечении больных с абдоминальной патологией / А. М. Бабий, Б. Ф. Шевченко, В. М. Ратчик. // журнал "Гастроэнтерология". – 2014. – №2 (52). – С. 61–68.

19. Алые паруса [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: <https://nsportal.ru/ap/library/drugoe/2018/12/22/metodicheskaya-razrabotka-na-temu-svarka-zhivyh-tkaney-teoriya-praktika> (дата звернення 15.09.2019) – Методическая разработка на тему «Сварка живых тканей: теория, практика, перспективы».

20. Шаповалова Ю. А. Эффективность электрической сварки мягких тканей в гемостазе органов брюшной полости при лапароскопических операциях : дис. канд. мед. наук : 14.01.17 / Шаповалова Ю. А. – Донецк, 2016. – 187 с.

21. Опыт применения отечественной высокочастотной электросваривающей технологии в хирургическом лечении больных с абдоминальной патологией / А. М. Бабий, Б. Ф. Шевченко, В. М. Ратчик, Д. Д. Кункин. // *Хірургічне лікування патології органів травлення*. – 2014. – №2. – С. 61–68.

22. Практичне використання високочастотних електрокоагуляторів з різними електрофізичними характеристиками / І.А. Сухін, Ю.О. Фурманов, І.Ю. Худецький [та ін.] // *Клінічна хірургія*. — 2013. — № 7. — С. 52–55.

23. Музыченко П. Ф. Исторические аспекты и перспективы электрохирургии / П. Ф. Музыченко, В. А. Черняк, Ю. Н. Ланкин. // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2017. – №1. – С. 124–127. DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720171124-127>.

24. Биомеханический анализ течения химуса в толстом кишечнике с патологией / М. С. Молчанова, А. С. Попков, Е. Ю. Харина, В. А. Лохов. // MASTER`S JOURNAL. – 2015. – №2. – С. 238–247

25. Dassault Systèmes [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: <https://www.3ds.com/press-releases/single/dassault-systemes-introduces-solidworks-2019> (дата звернения 06.10.2019) – Dassault Systèmes Introduces SOLIDWORKS 2019

26. «Журнал САПР и графика» [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: <https://sapr.ru/article/6786> (дата звернения 23.09.2019) – SolidWorks – САПР промышленного масштаба.

27. 3DDevice [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: <https://3ddevice.com.ua/blog/3d-printer-obzor/obzor-programmy-solidworks/> (дата звернения 30.09.2019) – SOLIDWORKS 2016: КРАТКИЙ ОБЗОР ПРОГРАММЫ.

28. «Журнал САПР и графика» [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: <https://sapr.ru/article/19880> (дата звернения 19.09.2019) – Инженерный анализ в среде SolidWorks Simulation.

29. Dasys [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: <https://dasys.pro/kak-ekonomit-byudzhet-i-vyvodit-izdeliya-v-bolee-kratkiy-srok-s-pomoshchyu-solidworks-simulation> (дата звернения 20.09.2019) – Как экономить бюджет и выводить изделия в более краткий срок с помощью SolidWorks Simulation.

30. SolidWorks [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: <https://www.solidworks.com/ru/partner-product/ems> (дата звернения 01.10.2019) – ElectroMagnetic Design Software

31. Ваше окно в мир САПР [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: https://isicad.ru/ru/articles.php?article_num=18292#part6 (дата звернення 03.10.2019) – Комплексный подход к инженерному анализу в SolidWorks
32. Фесюк Т. А. Зварювання біологічних тканин : маг. Робота / Фесюк Т. А. – Київ, 2011.
33. Розроблення стартап-проекту [Електронний ресурс]: Методичні рекомендації до виконання розділу магістерських дисертацій для студентів інженерних спеціальностей / За заг. ред. О.А. Гавриша. – Київ : НТУУ «КПІ», 2016. – 28 с.

Додаток А

Результати дослідження на радіальний розтяг, отримані у роботі [32]

Таблиця А.1 – Значення величини діаметру і гідравлічного тиску

Гідравлічний тиск, мм рт.ст.	Діаметр кишки, мм
4	26
6	26
8	26
10	27
14	27
20	27
25	27
30	28
36	28
44	28
46	28
50	29
55	29
60	30
65	30
70	31
75	31
80	31
85	31
90	31
95	31
100	32

Додаток Б

Епюри зміщень, отримані при моделюванні високочастотної одномоментної зварки тонкої кишки, в розрізі

Б.1 Епюри переміщення

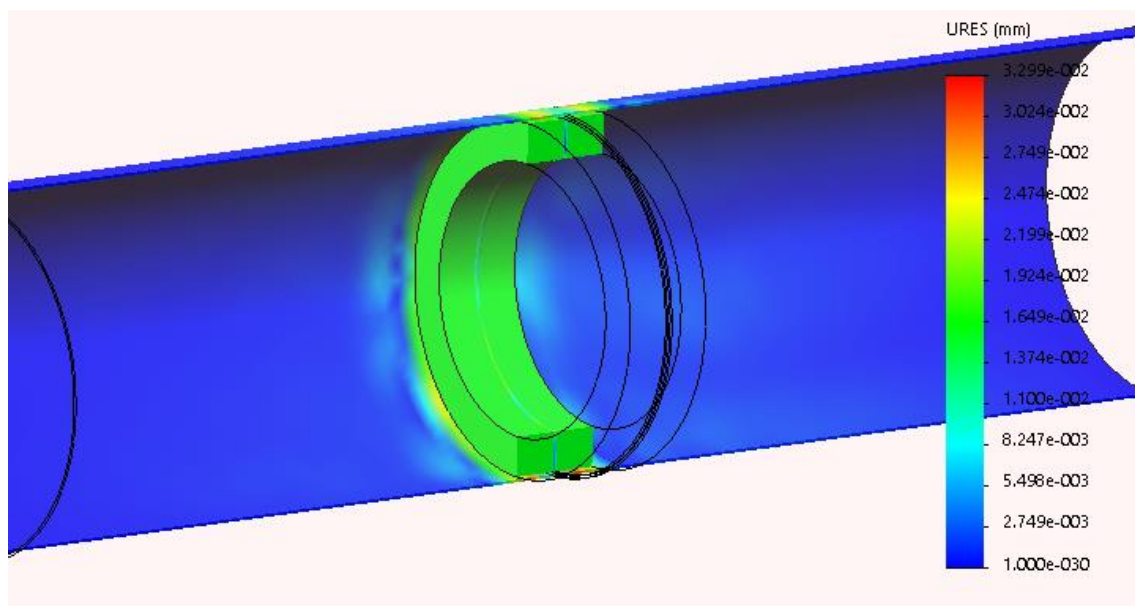


Рис. Б.1.1 – Епюра переміщення при моделюванні зварки з тиском $5,714 \cdot 10^5$ Па

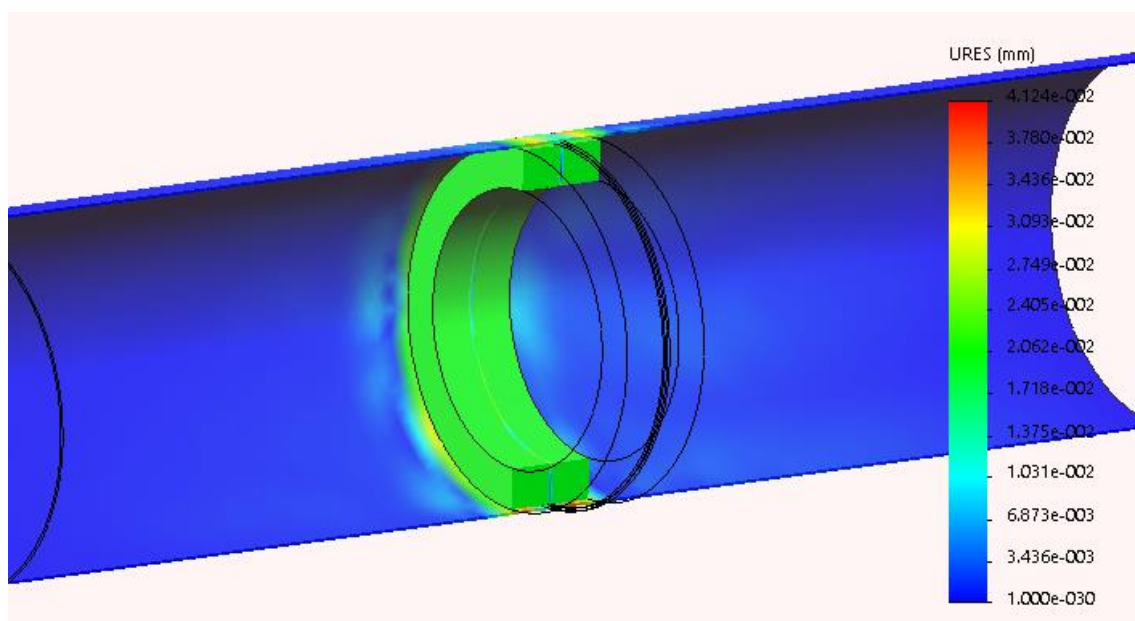


Рис. Б.1.2 – Епюра переміщення при моделюванні зварки з тиском $7,142 \cdot 10^5$ Па

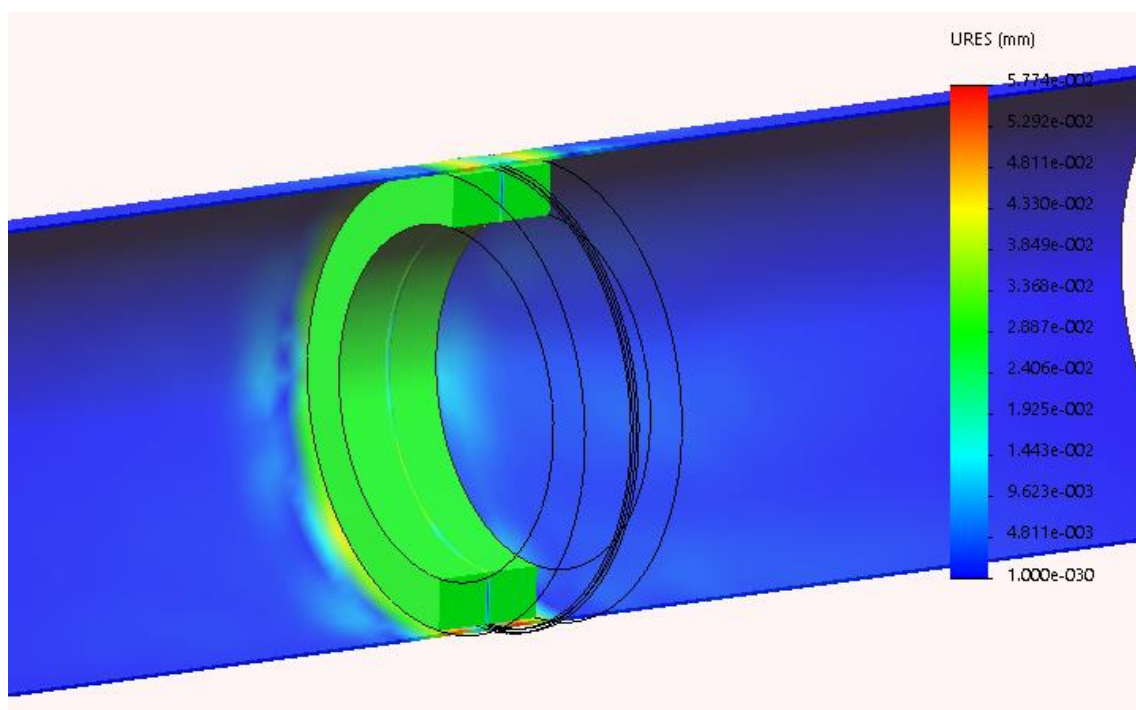


Рис. Б.1.3 – Епюра переміщення при моделюванні зварки з тиском $10 \cdot 10^5$ Па

Б.2 Епюри деформації

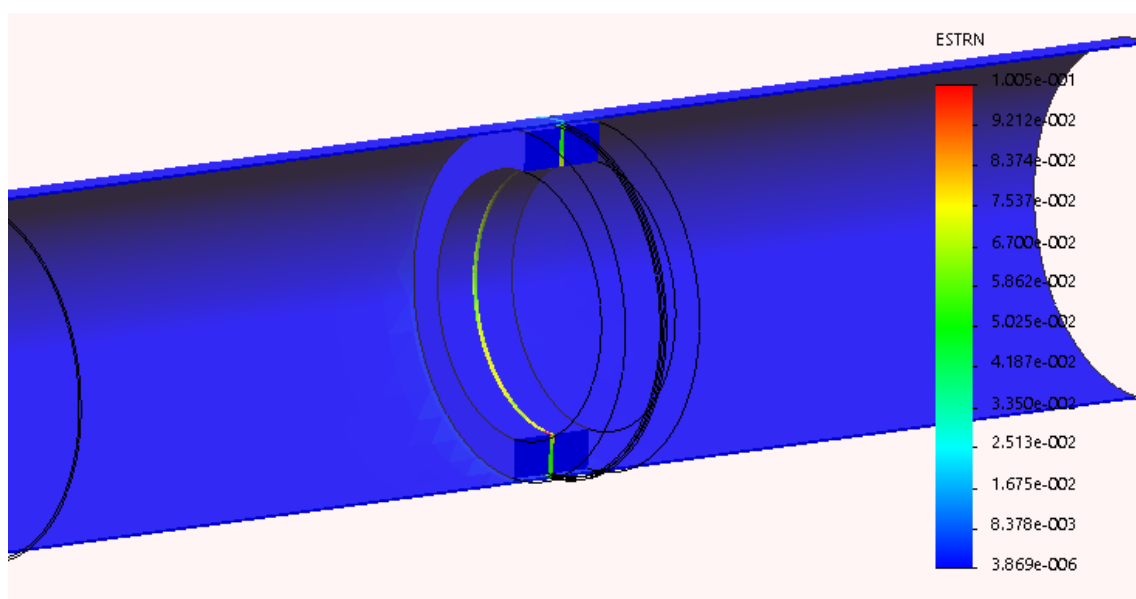


Рис. Б.2.1 – Епюра деформації при моделюванні зварки з тиском $5,714 \cdot 10^5$ Па

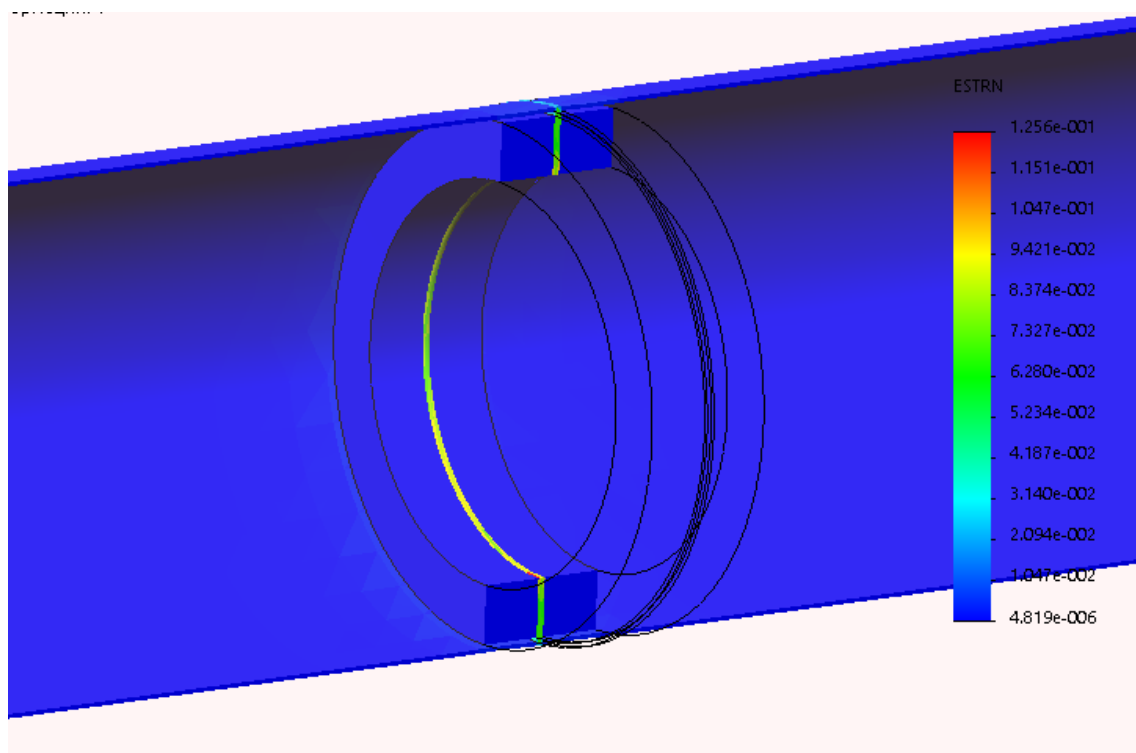


Рис. Б.2.2 – Епюра деформації при моделюванні зварки з тиском $7,142 \cdot 10^5$ Па

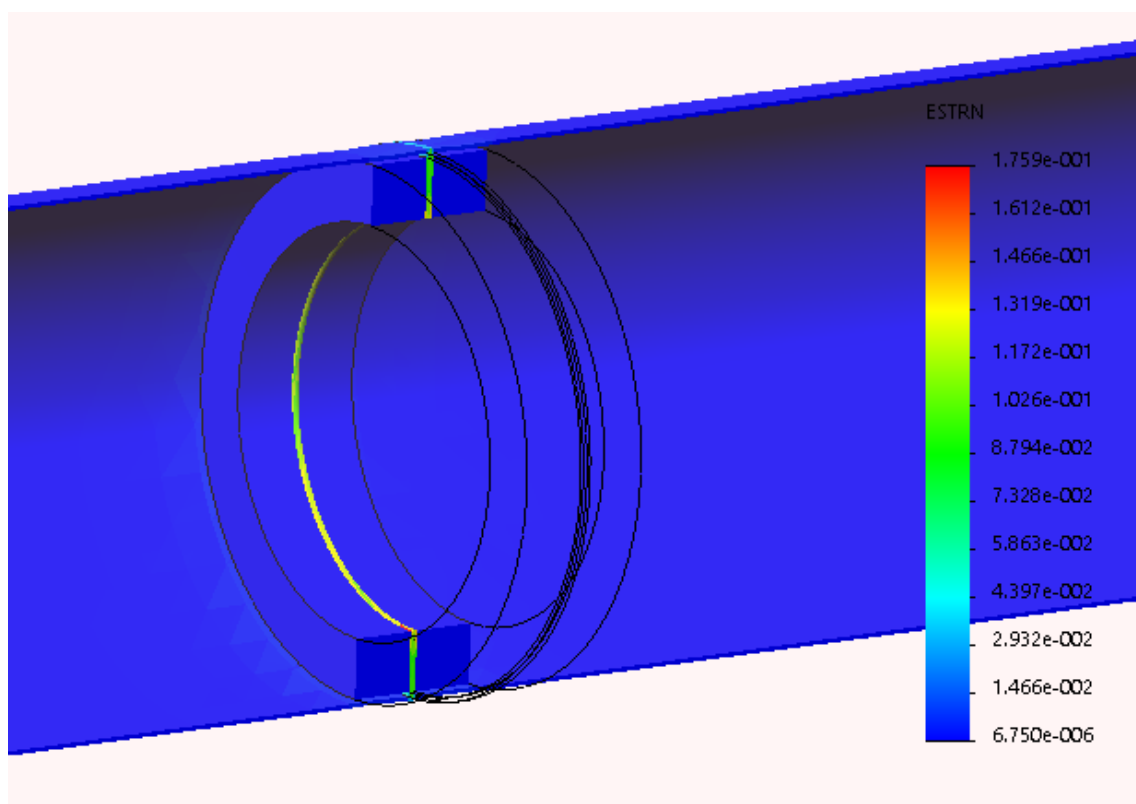


Рис. Б.2.3 – Епюра деформації при моделюванні зварки з тиском $10 \cdot 10^5$ Па

Додаток В

Епюри розподілу температури, отримані при моделюванні високочастотної одномоментної зварки тонкої кишки, в розрізі

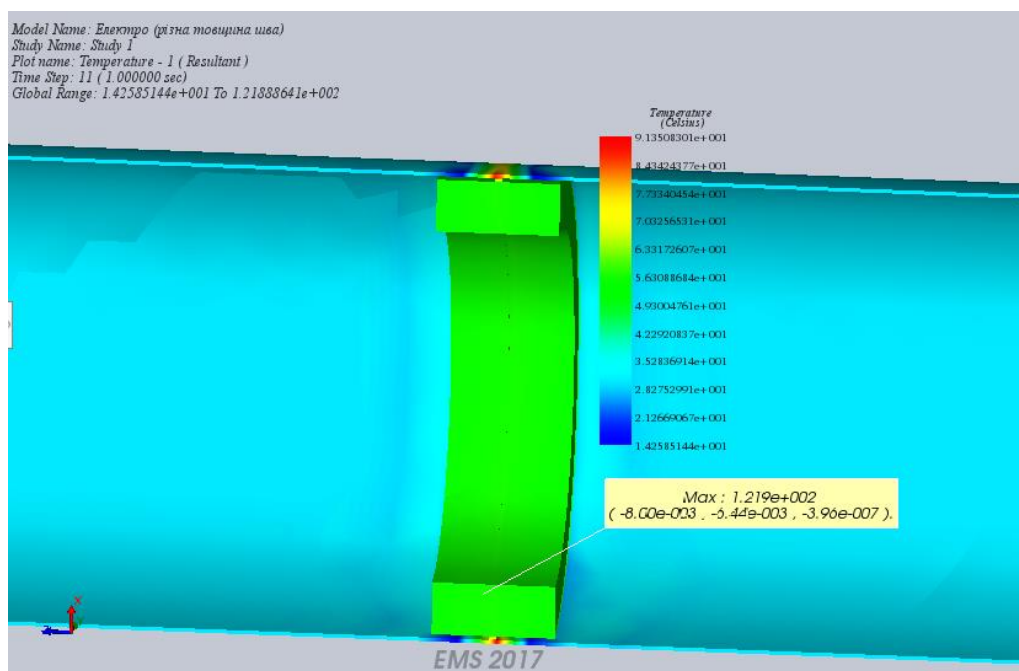


Рисунок В.1 – Результати температурного аналізу при зварці з тиском $5,714 \cdot 10^5$ Па, тривалістю 1 с

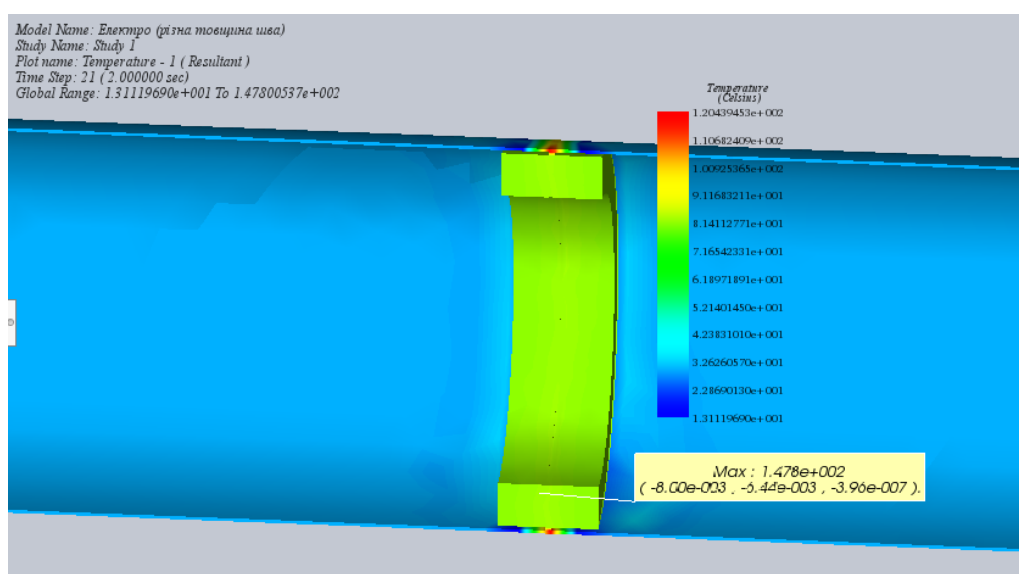


Рисунок В.2 – Результати температурного аналізу при зварці з тиском $5,714 \cdot 10^5$ Па, тривалістю 2 с

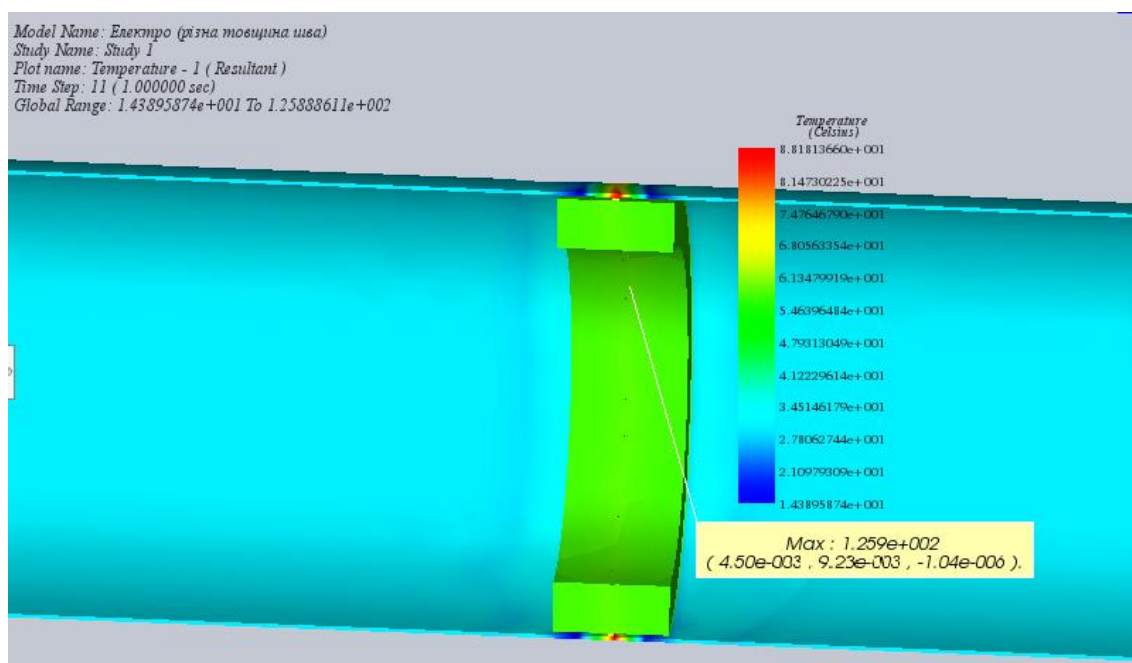


Рисунок В.3 – Результати температурного аналізу при зварці з тиском $7,142 \cdot 10^5$ Па, тривалістю 1 с

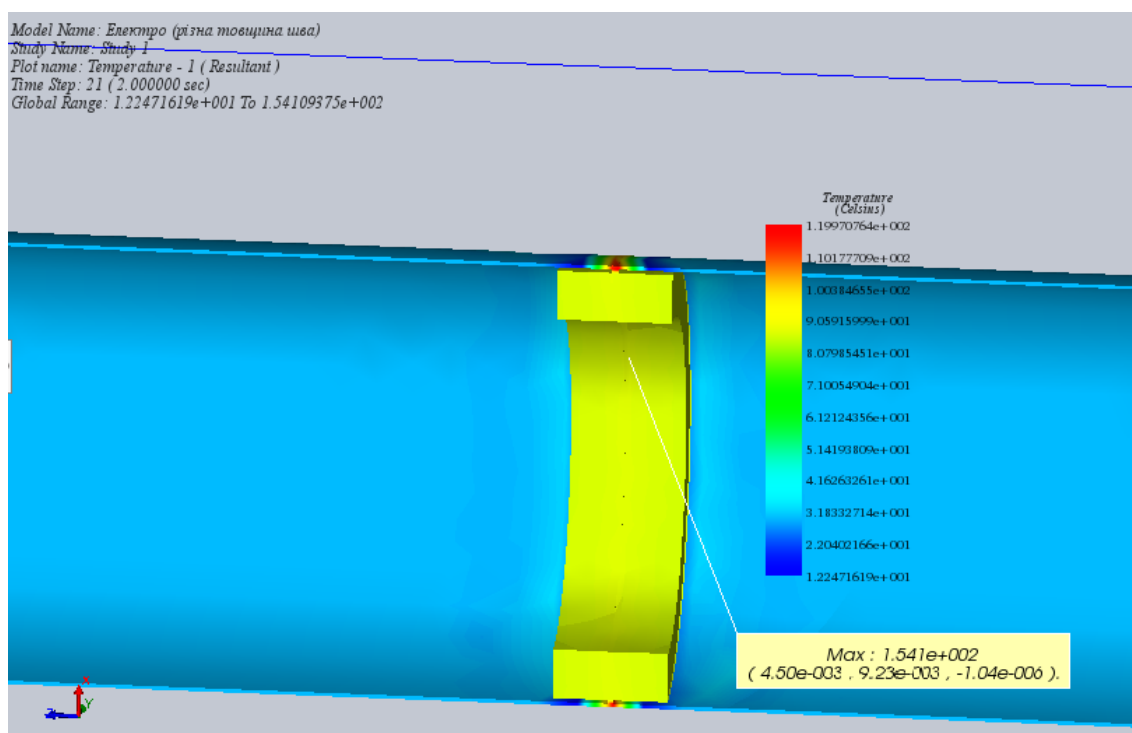


Рисунок В.4 – Результати температурного аналізу при зварці з тиском $7,142 \cdot 10^5$ Па, тривалістю 2 с

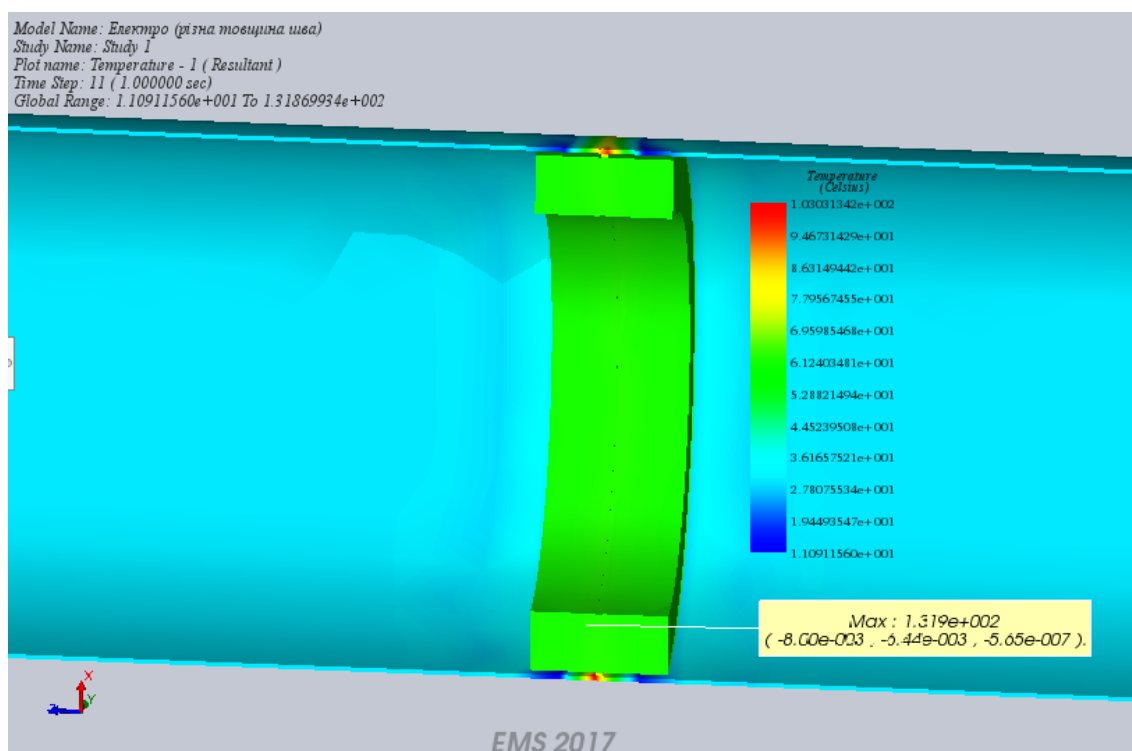


Рисунок В.5 – Результати температурного аналізу при зварці з тиском $10 \cdot 10^5$ Па, тривалістю 1 с

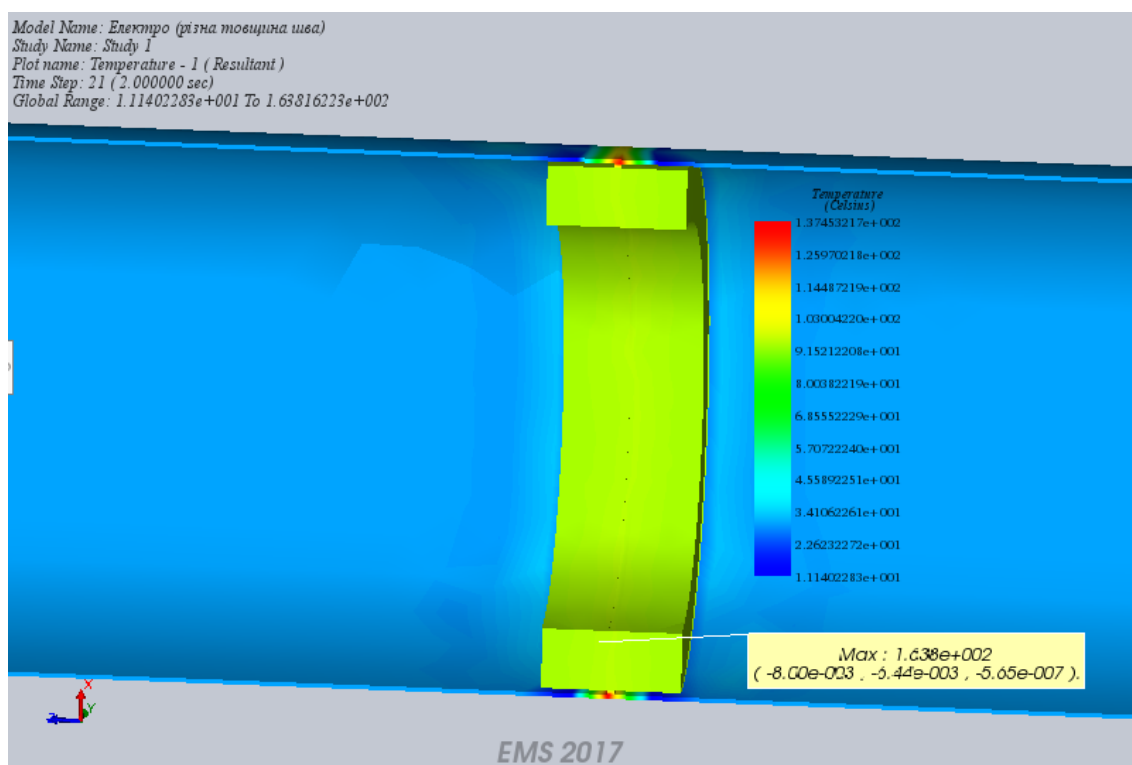


Рисунок В.6 – Результати температурного аналізу при зварці з тиском $10 \cdot 10^5$ Па, тривалістю 2 с